

Elektrophysiologische Analyse der Rumpfmuskelkoordination 5 bis 10 Jahre nach operativer Wirbelsäulenstabilisierung während abgestufter dynamischer Belastung

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der medizinischen Fakultät der
Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Christin Tennstedt
geboren am 14.12.1988 in Heiligenstadt

Gutachter

1. PD Dr. med. Christoph Anders, Jena
2. PD Dr. med. Michael Eiselt, Jena
3. Dr. sc. Wolfgang Laube, Kempen

Tag der öffentlichen Verteidigung: 15.12.2015

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

μ	Mikro
Ag/Cl	Silber/Chlorid
Ampl.	Amplitude
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
ATP	Adenosintriphosphat
BMI	engl.: body mass index
BWS	Brustwirbelsäule
Ca	Calcium
cm	Zentimeter
d.F.	der Fälle
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyogramm
EP	Elektrodenposition
Hz	Hertz
K	Kalium
kg	Kilogramm
km/h	Kilometer pro Stunde
L1 –L5	erster bis fünfter Lendenwirbelkörper
	Links
LWS	Lendenwirbelsäule
m	Meter
M	Median
M. (Mm.)	lat.: Musculus (Pl. Musculi)
ms	Millisekunde
MVC	Maximum Voluntary Contraction
N. (Nn.)	lat.: Nervus (Pl. Nervi)
Na	Natrium
OEMG	Oberflächenelektromyogramm
oQ	oberes Quartil
p	Signifikanzniveau
PC	engl.: Personal Computer
R. (Rr)	lat.: Ramus (Pl. Rami)
r	rechts

rel.	relativ
RMS	engl.: root mean square
s	Sekunde
S1- S5	erster bis fünfter Sakralwirbel
SENIAM	engl.Surface Elektromyography for Non-Invasive Assessment of Muscles
SIAS	lat.: Spina iliaca anterior superior
SIPS	lat.: Spina iliaca posterior superior
Th1 –Th12	erster bis zwölfter Brustwirbelkörper
uQ	unteres Quartil
v	Geschwindigkeit
V	Volt
WS	Wirbelsäule
z.T.	zum Teil

INHALTSVERZEICHNIS

1. Zusammenfassung	1
2. Einleitung	3
2.1 Anatomische und funktionelle Betrachtungen des Rumpfes	3
2.1.1 Anatomie und Physiologie der Wirbelsäule	3
2.1.2 Systematik der Rumpfmuskulatur	5
2.2 Spondylodeseverfahren	8
2.2.1 Indikationen	8
2.2.2 Operative Strategien	9
2.2.3 Biomechanik nach Spondylodese und Anschlussdegenerationen	10
2.3. Kinesiologische Elektromyographie	11
2.3.1 Physiologische Grundlagen	11
2.3.1.1 Muskelphysiologie und Aktionspotential	11
2.3.1.2 Entstehung des EMG-Signals	12
2.4 Ganganalyse	14
2.4.1 Die Gangphasen (nach Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center)	14
2.4.2 Aktivierungs- und Koordinationsmuster der paravertebralen Muskulatur gesunder Probanden beim Gehen	15
2.4.3 Unterschiede in den Aktivierungs- und Koordinationsmustern der paravertebralen Muskulatur zwischen Patienten mit chronischen Rückenschmerzen und gesunden Probanden beim Gehen	16
3. Ziele der Arbeit und Hypothesen	17
3.1 Ziele	17
3.2 Hypothesen	17
4. Material und Methoden	19
4.1 Patienten und Probanden	19
4.2 Untersuchung	20
4.2.1 Vorbereitung	20
4.2.2 Ablauf	21
4.3 EMG	22
4.3.1 Elektrodenpositionen	22
4.3.2 Signalerfassung und -verstärkung	23
4.4 OEMG spezifische Signalverarbeitung	24
4.4.1 Filterverfahren	24
4.4.2 Root Mean Square (RMS)	25

4.4.3 Interpolationsverfahren	25
4.4.4 EKG-Artefakte	25
4.4.5 Signalverarbeitung und Auswerteparameter	26
4.4.5.1 Auswerteparameter für die zeitunabhängigen Daten	27
4.4.5.2 Auswerteparameter für die zeitabhängigen Daten.....	28
4.5 Statistik	29
4.5.1 Zeitunabhängige Betrachtung.....	29
4.5.1.1 Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur im kranio-kaudalen Verlauf innerhalb einer ausgewählten Gehgeschwindigkeit	29
4.5.1.2 Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur im kranio-kaudalen Verlauf innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten.....	29
4.5.2 Zeitabhängige Betrachtung	29
4.5.1.1 Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur im kranio-kaudalen Verlauf innerhalb einer ausgewählten Gehgeschwindigkeit	29
4.5.1.2 Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur im kranio-kaudalen Verlauf innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten.....	30
4.6 Ergebnisselektion.....	30
5. Ergebnisse	31
5.1 Erreichte Geschwindigkeit	31
5.2 Zeitunabhängige Betrachtung	31
5.2.1 Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur im kranio-kaudalen Verlauf innerhalb einer ausgewählten Gehgeschwindigkeit	31
5.2.1.1 Mittlere RMS-Werte.....	31
5.2.1.2 Intermuskuläre Koordination.....	33
5.2.1.3 Relative Schwankungsbreite	33
5.2.1.4 Seitendifferenzen.....	35
5.2.2 Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur im kranio-kaudalen Verlauf innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten.....	38
5.2.2.1 Mittlere RMS-Werte.....	38
5.2.2.2 Intermuskuläre Koordination.....	39
5.2.2.3 Relative Schwankungsbreite	40
5.2.2.4 Seitendifferenzen.....	44
5.3 Zeitabhängige Betrachtung	46
5.3.1 Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur im kranio-kaudalen Verlauf innerhalb einer ausgewählten Gehgeschwindigkeit	46
5.3.1.1 OEMG-Amplitudenverlaufskurven im Bezug zum normierten Schritt	46
5.3.1.2 Relative OEMG-Amplitudenverlaufskurven im Bezug zum normierten Schritt	51

5.3.1.3 Seitendifferenzen im Verlauf des normierten Schrittes	53
5.3.1.4 Intermuskuläre Koordination im Verlauf des normierten Schrittes	56
5.3.2 Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur im kranio-kaudalen Verlauf innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten.....	60
5.3.2.1 OEMG-Amplitudenverlaufskurven innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten.....	60
5.3.2.2 Normierte Amplitudenverlaufskurven innerhalb aller untersuchten Geschwindigkeiten	65
5.3.2.3 Seitendifferenzen im Verlauf des normierten Schrittes innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten.....	66
5.3.2.4 Intermuskuläre Koordination innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten.....	67
6. Diskussion	76
6.1 Zusammenfassung der Ergebnisse	76
6.1.1 Zeitunabhängige Betrachtung.....	76
6.1.2 Zeitabhängige Betrachtung	76
6.2 Auswahl der Gehgeschwindigkeiten	77
6.2.1 Erreichte Gehgeschwindigkeit	77
6.3 Auswahl der Auswerteparameter und Amplitudennormalisierung	78
6.4 Zeitunabhängige Betrachtung	79
6.4.1 Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur im kranio-kaudalen Verlauf innerhalb einer ausgewählten Gehgeschwindigkeit	79
6.4.2 Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur im kranio-kaudalen Verlauf innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten.....	81
6.5 Zeitabhängige Betrachtung	83
6.5.1 Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur im kranio-kaudalen Verlauf innerhalb einer ausgewählten Gehgeschwindigkeit	83
6.5.2 Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur im kranio-kaudalen Verlauf innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten.....	88
6.6 Evaluation der Hypothesen	91
6.7 Methodische Kritikpunkte.....	93
6.7.1 Heterogenität und Größe der Patientengruppe.....	93
6.7.2 Gehen auf dem Laufband als nicht natürliche Lokomotion	93
7. Schlussfolgerungen	95
8. Literatur- und Quellenverzeichnis	97
9. Anhang.....	CII
9.1 AO-Klassifikation	CII

9.2 Messprotokoll.....	CIII
9.3 Tabellen für ausgewählte zeitunabhängige Daten.....	CV
9.4 Lebenslauf.....	CVII
9.5 Danksagung.....	CVIII
9.7 Ehrenwörtliche Erklärung.....	CIX

1. ZUSAMMENFASSUNG

In Deutschland ereignen sich ca. 10.000 potentiell operationsbedürftige Wirbelsäulenverletzungen. In 70% d.F. finden sich nach 10 Jahren radiologische Zeichen einer Anschlussdegeneration.

Ziel dieser Arbeit ist es, die Aktivierungs- und Koordinationsmuster der paravertebralen Muskulatur 5 bis 10 Jahre nach operativer Wirbelsäulenstabilisierung mittels ventraler, dorsaler und kombiniert dorso-ventraler Verfahren zu beschreiben und diese mit denen einer gesunden Referenzgruppe zu vergleichen. Da auch bei der Gegenüberstellung der Aktivierungs- und Koordinationsmuster der paravertebralen Muskulatur von Gesunden und Rückenschmerzpatienten Unterschiede gefunden wurden, ist ein weiteres Ziel, diese beschriebenen Unterschiede mit denen zu vergleichen, welche sich zwischen gesunden Probanden und Patienten 5 bis 10 Jahre nach operativer Spondylodese zeigen.

Von 213 eingeladenen Patienten konnten 20 männliche (Alter 50 ± 10 Jahre) in die Studie eingeschlossen werden, die mit 29 gesunden Probanden (Alter $35,1 \pm 12,2$ Jahre) verglichen wurden. Die Gegenüberstellung der Veränderungen in den Aktivierungs- und Koordinationsmustern der paravertebralen Muskulatur der operierten Patienten und der Rückenschmerzpatienten erfolgte auf Grundlage der Literatur.

Die dynamische Untersuchung fand beim Gehen auf dem Laufband zwischen 2 km/h und 6 km/h statt. Dabei wurde das EMG der paravertebralen Muskulatur auf beiden Körperseiten von L5 beginnend mittels 16 monopolar verschalteter Oberflächen Elektroden (H938SG, Arbo, Deutschland) mit einem Interelektrodenabstand von 2,5 cm detektiert und bipolar verrechnet.

Für die Auswertung wurden zeitunabhängige und zeitabhängige Daten verwendet. Ohne Berücksichtigung zeitlicher Bezüge (zeitunabhängige Daten) wurden die mittleren RMS-Werte, die intermuskuläre Koordination, die normierte Schwankungsbreite und die Seitendifferenzen bestimmt. Diese Parameter wurden zum einen im kranio-kaudalen Verlauf (segmental) und geschwindigkeitsabhängig (situativ) betrachtet. Weiterhin fand eine Analyse im Verlauf des normierten Schrittes statt, wobei die analysierten Parameter segmental und situativ betrachtet wurden.

Zur statistischen Auswertung erfolgte die Bestimmung des Medians und des oberen und unteren Quartils. Zum Vergleich der Patienten und Probandengruppe kam jeweils ein U-Test zur Anwendung.

Die Auswertung der zeitunabhängigen Daten ergab auch für die Patienten ein segmenthöhenabhängiges Muster, welches sich geschwindigkeitsabhängig kaum ändert. Insgesamt waren die mittleren RMS- Werte in der Patientengruppe z.T. deutlich erniedrigt. In der intermuskulären Koordination der Patienten war ein Trend zu vergleichsweise niedrigeren relativen Amplitudenanteilen im Thorakal- und höheren im Lumbalbereich erkennbar. Die Seitendifferenzen zeigten deutlich größere Streuungen, während die relative Schwankungsbreite in der Operiertengruppe eine geringere geschwindigkeitsabhängige Anpassung aufwies.

Die erniedrigten mittleren RMS- Werte waren in der zeitabhängigen Analyse nicht durchgängig nachweisbar: zu Beginn der mittleren Standphase und in der initialen Schwungphase erreichten die Patienten erhöhte Amplitudenniveaus. Die erniedrigten relativen Schwankungsbreiten konnten auf diese erhöhten Werte und das reduzierte Verlaufskurvenmaximum zum Zeitpunkt des kontralateralen Fersenaufsatzes zurückgeführt werden. Diese weniger phasische Aktivität ist Ausdruck einer stärkeren stabilisierenden Muskelfunktion. Auch die Verschiebung der Seitendifferenzen erfolgt hin zu der Körperseite, welche in der jeweiligen Gangphase stabilisierende Eigenschaften aufweist. Diese erhöhte Stabilisierungsfunktion kann evtl. auf eine Instabilität passiver Wirbelsäulenstrukturen (Anschlussdegeneration) zurückgeführt werden, die aktiv muskulär kompensiert werden muss.

Beim Vergleich der veränderten Aktivierungs- und Koordinationsmuster von Rückenschmerzpatienten mit denen nach Wirbelsäulenoperation ergaben sich viele Gemeinsamkeiten. Dies könnte ein zusätzlicher Hinweis dafür sein, dass die Veränderungen aufgrund chronischer Instabilitäten entstehen, da dies auch als Ursache für die Veränderungen bei chronischem Rückenschmerz angenommen wird.

Für die Zukunft stellt sich die Frage, ab welchem Zeitraum nach operativer Wirbelsäulenstabilisierung die Veränderungen einsetzen und inwieweit die Anschlussdegeneration bzw. die Instabilität diesen Veränderungen vorausgehen, oder ob ein gezieltes Training der betroffenen paravertebralen Muskulatur im frühen Rehabilitationsprozess nach operativer Spondylodese einer Anschlussdegeneration vorbeugen und damit eine chronische Instabilität der passiven Strukturen der Wirbelsäule hinauszögern oder gar verhindern kann.

2. EINLEITUNG

2.1 ANATOMISCHE UND FUNKTIONELLE BETRACHTUNGEN DES RUMPFES

2.1.1 ANATOMIE UND PHYSIOLOGIE DER WIRBELSÄULE

Die Wirbelsäule, das Achsenorgan des Menschen, erfüllt vielfältige Aufgaben. Zum einen eine statische Funktion bspw. um einzelne Körperhaltungen beizubehalten, zum anderen muss die Rumpfbeweglichkeit gewährleistet sein (dynamische Funktion). Aber auch Stöße, wie sie beim Gehen, Laufen, Springen oder bei der Fortbewegung in Fahrzeugen einwirken, müssen aufgenommen und weitergeleitet werden. Außerdem bildet die Wirbelsäule die Schutzhülle für das Rückenmark, sowie die davon ausstrahlenden Nerven (Putz und Müller-Gerbl 2008).

Dieses dynamische Gleichgewicht zwischen Bewegung und Stabilität wird durch passive und aktive Strukturen gewährleistet (Panjabi 1992a; 1992b), wobei die knöchernen und ligamentären Bestandteile die passiven Anteile und die paravertebrale Muskulatur die aktiven bilden.

Insgesamt besteht die Wirbelsäule des Erwachsenen (Abbildung 2.1) aus 28 bis 31 knöchernen Elementen, die 5 synostosierte Kreuzbeinanteile mit gezählt: 7 Halswirbel, 12 Brustwirbel, 5 Lendenwirbel, 5 Wirbelanlagen sind zum Kreuzbein verschmolzen und 3-6 das Steißbein bildende Knochenstücke (Putz und Müller-Gerbl 2008, Schünke et al. 2011).

Die charakteristische Eigenform der humanen Wirbelsäule, die doppelt-s-förmige Krümmung in der Sagittalebene, entstand während der Evolution des aufrechten Ganges und brachte statische wie auch energetische Vorteile. Durch das Nachvornekippen des Beckens und das Aufrichten der Lendenwirbelsäule (LWS) entstand der scharfe Lumbosakralwinkel und die LWS wölbte sich nach vorn (Lendenlordose). Ab dem oberen Lumbalbereich beginnt die gegensinnige Krümmung, die Brustkyphose, welche den gesamten Thorakalbereich umfasst. Dem schließt sich kranial die Halslordose an. So entstand, wie in Abbildung 2.1 dargestellt, eine potentiell federnde, gebogene, mehr segmentale Rückenversteifung. Somit werden bei Belastungen die Biegekräfte auf mehrere Krümmungswinkel aufgeteilt. Außerdem ist das dynamische Gleichgewicht einer s-förmigen Säule stabiler als das einer einfach gekrümmten und kann durch vergleichsweise weniger Muskelkraft aufrecht erhalten werden. (Putz und Müller-Gerbl 2008).

Die beschriebene Eigenform wird maßgeblich durch die Zwischenwirbelscheiben, die *Disci intervertebrales*, bestimmt, welche etwa ein Viertel der Gesamtlänge bilden und nicht plan parallel sondern leicht keilförmig geformt sind und zwei benachbarte Wirbelkörper miteinander verbinden. Jede der Bandscheiben besteht aus einem zentral gelegenem Gallertkern (*Nucleus pulposus*) und einem umgebenden Faserring, dem *Anulus fibrosus*.

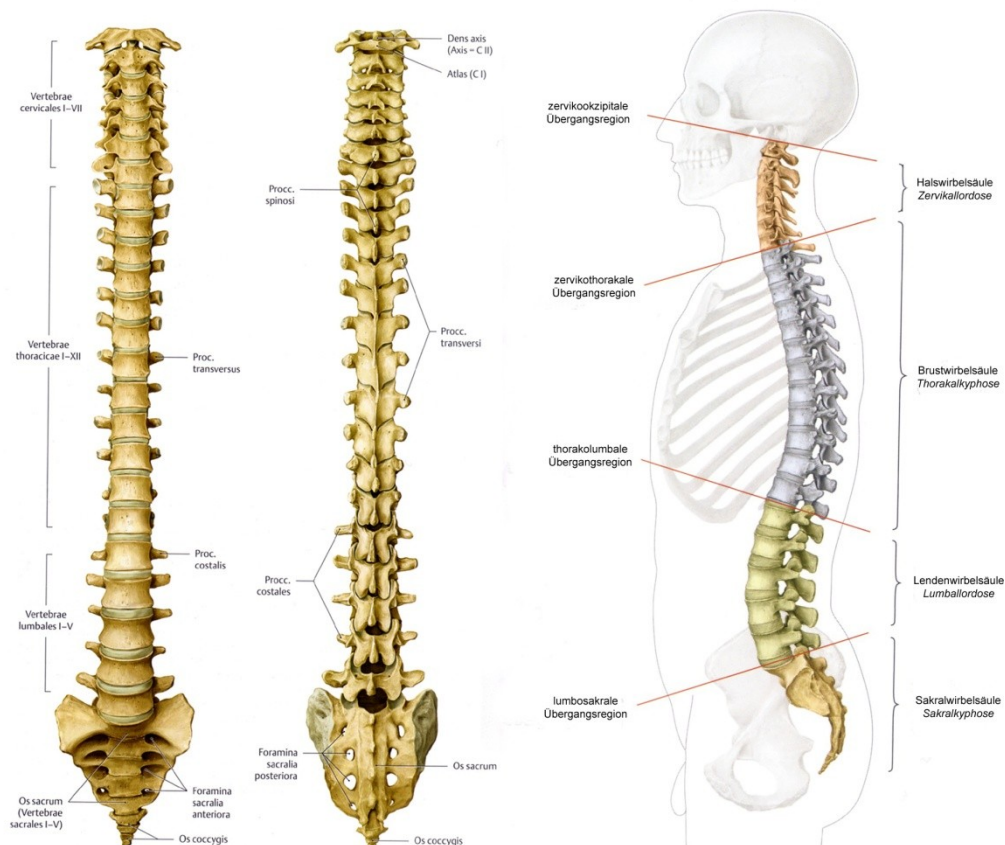


Abbildung 2.1: Anatomie der Wirbelsäule (modifiziert nach Schünke et al. 2011)

Des Weiteren sind die einzelnen Wirbelkörper durch Intervertebralgelenke beweglich verknüpft, wobei sich durch die unterschiedliche Stellung der Gelenkflächen in den verschiedenen Abschnitten der Wirbelsäule unterschiedliche Bewegungsausmaße ergeben: So sind im Zervikalbereich Bewegungen in allen drei Hauptebenen möglich, im Brustwirbelsäulenbereich findet sich nur eine eingeschränkte Flexions- bzw. Extensionsfähigkeit, dafür jedoch eine ausgeprägte Fähigkeit zur Rotation und Seitneigung. Im Lumbalbereich sind hauptsächlich Bewegungen in der Sagittal- und Frontalebene zu finden (Putz und Müller-Gerbl 2008; Schünke et al. 2011).

Auch das Ausmaß der Bewegungen variiert lokalisationsabhängig (Abbildung 2.2). Zwischen benachbarten Wirbelkörpern finden sich mit Ausnahme der Kopfgelenke nur geringe Bewegungsausschläge. Die freie Beweglichkeit des Rumpfes ergibt sich

aus der Summe der Einzelbewegungen (Putz und Müller-Gerbl 2008). Durch die Kombination von Bewegungen in allen drei Hauptebenen wird die Balance des Körperstammes während komplexer Bewegungsabläufe wie bspw. dem Gehen gewährleistet (Gracovestky 1985).

Wirbelsäulenregion	Sagittalflexion		Lateralflexion rechts oder links	Rotation rechts oder links
	Ventralflexion	Dorsalflexion		
Occ. – HW1	1°	10°	4°	2°
HW1 – HW2	7°	5°	1°	35°
HW2 – BW1	37°	44°	25°	26°
BW1 – LW1	45°	26°	33°	33°
LW1 – LW5	43°	11°	11°	4°*
LW5 – S1	9°	5°	1°	2°*
Gesamte WS	≈142°	≈101°	≈75°	≈102°

Abbildung 2.2: Lokalisationsabhängige Bewegungsausmaße (modifiziert nach Putz und Müller-Gerbl 2008)

Die kleinste funktionelle Einheit der Wirbelsäule wurde von Junghanns (Junghanns 1951) als das Bewegungssegment, bestehend aus zwei benachbarten Wirbelkörpern, der dazwischen liegenden Bandscheibe, den Zwischenwirbel- bzw. Wirbelbogengelenken, einer Reihe ligamentärer Strukturen sowie der beteiligten Muskulatur mit innervierenden Nerven, definiert.

Die Bandstrukturen sichern die Integrität der Wirbelsäule, indem sie Bewegungsausschläge begrenzen. Weiterhin wird durch die *Ligamenta longitudinalia anterius et posterius* die Eigenform aufrechterhalten. Isolierte Beeinträchtigungen der Bandscheibe, eines Bandes oder Gelenkes haben z.T. erhebliche Funktionsstörungen zur Folge (Putz und Müller-Gerbl 2008).

Aktiv wird die Integrität der Wirbelsäule durch die umspannende Muskulatur, hier bildet die autochthone Rückenmuskulatur einen großen Anteil, gesichert. Erst durch sie werden aktive Bewegungen ermöglicht. Außerdem ist ein kräftiges Muskelkorsett zumindest temporär zur Kompensation funktioneller Defizite der passiven Strukturen fähig (Putz und Müller-Gerbl 2008).

2.1.2 SYSTEMATIK DER RUMPFMUSKULATUR

Grob wird die Rumpfmuskulatur in Bauch-, Atem- und Rückenmuskulatur unterteilt. Der Raum zwischen dem oberen Beckenrand und der unteren Thoraxapertur wird durch die Bauchmuskeln überspannt. Nach ihrer Faserrichtung bzw. Lage werden sie gerade (*M. rectus abdominis*), quere (*M. transversus abdominis*) und schräge (*Mm. obliqui interus et externus abdomines*) genannt (Putz und Müller-Gerbl 2008, Schünke et al. 2011).

Die Atemmuskulatur wird durch das Zwerchfell (*Diaphragma*) und die Zwischenrippenmuskeln (*Mm. intercostales externi et interni*) repräsentiert.

Die Rückenmuskulatur teilt sich nach ihrer embryonalen Herkunft in zwei Gruppen: Die oberflächliche Muskelgruppe besteht aus Muskeln, welche von der oberen Extremität her eingewandert sind und demzufolge durch die *Rr. anteriores* der zugehörigen Spinalnerven bzw. dem *N. trapezius* innerviert werden und wird durch die Rumpf-Arm-Muskeln sowie die Rumpf-Schultergürtel-Muskeln repräsentiert. Die tiefe Muskelgruppe entwickelt sich ortsständig (autochthon) und wird durch die *Rr. posteriores* neural versorgt (Putz und Müller-Gerbl 2008).

Diese autochthone Rückenmuskulatur findet sich in den Furchen links und rechts der Dornfortsätze und bildet dort zwei dicke Stränge. Schon der Name -*M. erector spinae* weist auf die Gesamtleistung dieser Muskulatur hin, nämlich das Aufrichten der Wirbelsäule. Weiter unterteilt man den *M. erector spinae* in einen medialen (tiefen) und einen lateralen (oberflächlichen) Trakt (Abbildung 2.3). In jedem der Trakte werden nach Ursprungs- und Ansatzort zwei bzw. vier Systeme unterschieden.

Die Fasern des medialen Traktes verlaufen entweder von Dornfortsatz zu Dornfortsatz (spinales System) oder aufsteigend von Quer- zu Dornfortsatz (transverso-spinales System). Der laterale Trakt besteht hauptsächlich aus langen Muskelzügen, welche vom Kreuz- bzw. Steißbein zum Kopf aufsteigen (sakrospinales System).

Auch die Muskeln, welche sich zwischen den Querfortsätzen aufspannen (intertransversales System), das spinotransversale System im Halsbereich und die *Mm. levatores costarum* werden dem lateralen Trakt zugeordnet (Putz und Müller-Gerbl 2008, Schünke et al. 2011).

Durch diese Muskulatur wird die Wirbelsäule aktiv verspannt. Befinden sich alle Muskeln in Ruhespannung, ist das System im Gleichgewicht. Wird jedoch ein Muskel bzw. Muskelzug kontrahiert, so müssen alle anderen Muskeln reagieren um das Gleichgewicht wieder herzustellen (Putz und Müller-Gerbl 2008).

Neben dieser anatomischen Einteilung gibt es in der Literatur auch funktionell bzw. biomechanisch ausgerichtete Klassifikationssysteme. So teilte Rood die Muskeln in „Stabilisierer“ und „Mobilisierer“ (Goff 1972). Wobei stabilisierende Muskeln eingelenkig sind und eher exzentrische Haltearbeit leisten bzw. die Bewegungen kontrollieren, während die mobilisierenden eher oberflächlich liegen, mehrere Gelenke überspannen und Bewegungen durch konzentrische Aktivität ausführen.

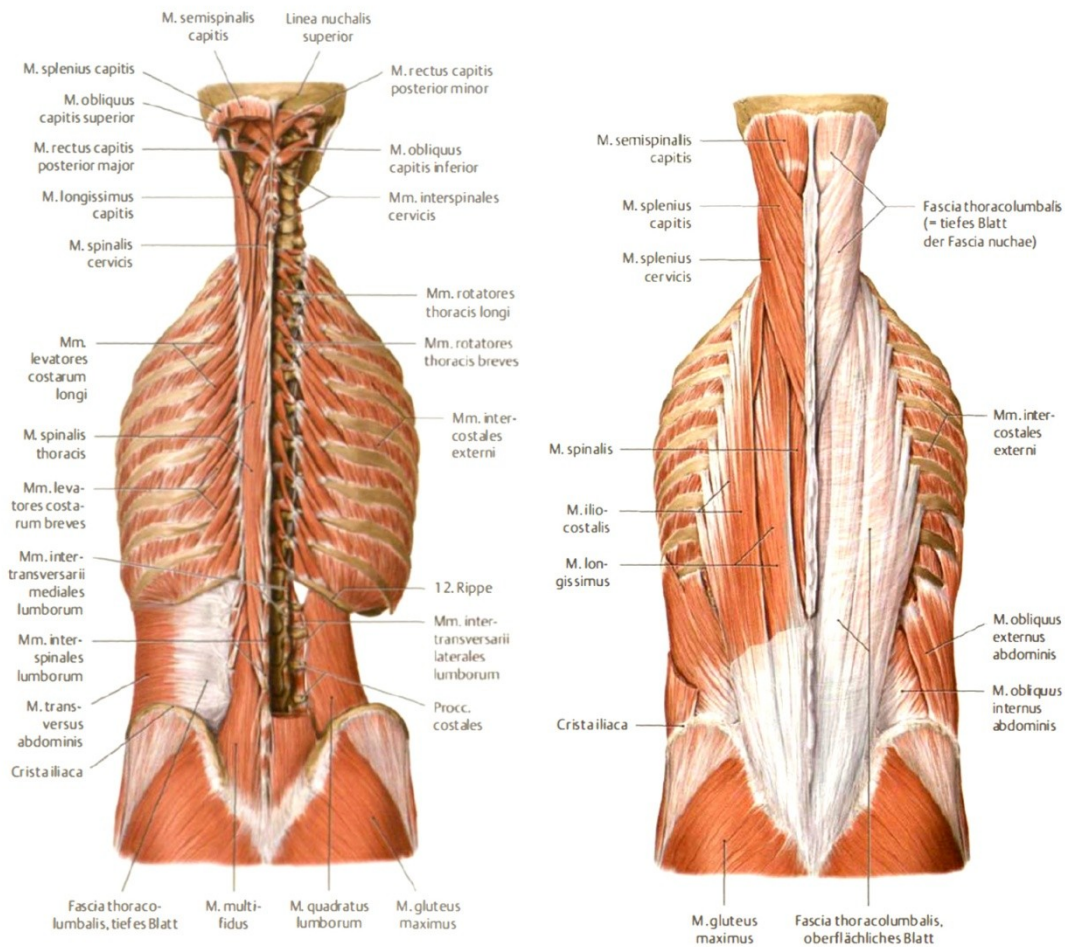


Abbildung 2.3: Autochthone Rückenmuskulatur, links: medialer Trakt, rechts: lateralen Trakt (modifiziert nach Schünke et al. 2011)

1989 etablierte Bergmark eine Einteilung der Rumpfmuskulatur nach biomechanischen Gesichtspunkten in ein globales und lokales System (Bergmark 1989). Alle Muskeln, welche ihren Ursprung sowie ihren Ansatz an der Wirbelsäule selbst haben, auch mehrsegmentale, wurden dem lokalen System zugerechnet und dienen zur Aufrechterhaltung der Integrität der Wirbelsäule. Durch das globale System, welches durch die das Becken mit dem Thorax verbindenden Muskeln repräsentiert wird, wird die Mobilität des Oberkörpers ermöglicht.

Diese beiden beschriebenen Einteilungen wurden 2001 von Comerford und Mottram zusammengefasst (Comerford und Mottram 2001). Sie teilten das globale System in einen mobilisierenden und einen stabilisierenden Anteil (Tabelle 2.1). Dabei wurde für die Zuordnung hauptsächlich die Phasizität der Muskelaktivität bzw. die Art der Kontraktion (konzentrisch vs. exzentrisch) berücksichtigt. Muskeln, welche kontinuierlich aktiv waren, wurden dem stabilisierenden Anteil zugeordnet, diskontinuierliche Aktivität führte zur Eingruppierung in die global mobilisierende Gruppe.

Allerdings konnte in späteren Arbeiten (Anders et al. 2007; Raabe 2011) schon für einzelne Muskeln eine Zuordnung in beide globale Systeme gezeigt werden.

Merkmal	Lokale Stabilisatoren	Globale Stabilisatoren	Globale Mobilisatoren
Anatomie	gelenknah, segmental	überspannen ein Gelenk	überspannen mehrere Gelenke
Fasertyp	vorwiegend Typ I	gemischt Typ I und II, variabel	vorwiegend Typ II
Funktion	segmentale Stabilität	Gleichgewicht	Bewegungseinleitung
Art der Kraftentwicklung	dauerhaft, 30% der Maximalkraft	variable Mischung von Kraft und Dauer, 30-80% der Maximalkraft	kurze Beschleunigungskraft, 80% der Maximalkraft
typische Kontraktionsart	statisch, tonisch	statisch, exzentrisch	konzentrisch
Aktivität	kontinuierlich, bewegungsunabhängig	diskontinuierlich, bewegungsabhängig	diskontinuierlich, bewegungsabhängig
Dysfunktion	Atrophie, Hemmung	Atrophie, Hemmung	Hypertonus („Spasmus“)
klinische Anzeichen einer Dysfunktion	Ermüdung	Schwäche, Ermüdung	Stretchsensitivität („Verkürzung“)
Beispiele	<i>M. transversus abdominis</i> , tiefe Anteile des <i>M. multifidus</i>	<i>Mm. obliqui externus et internus abdominis</i> , <i>M. spinalis</i>	<i>M. rectus abdominis</i> , <i>M. erector spinae</i> : <i>M. iliocostalis</i>

Tabelle 2.1: Einteilung und Charakterisierung der Rumpfmuskeln (Comerford und Mottram 2001; Valerius et al. 2006; Dierkes 2011)

Es stellt sich nun die Frage, inwieweit sich die Zuordnung zu den einzelnen Muskelsystemen 5 bis 10 Jahre nach operativer Stabilisierung der Wirbelsäule verändert.

2.2 SPONDYLODESEVERFAHREN

2.2.1 INDIKATIONEN

Für die operative Spondylodese finden sich vielfältige Indikationen. Während in den 1960er Jahren noch in der Mehrzahl langstreckige Instrumentierungen zur Behandlung von Fehlstellungen (Kyphose, Skoliose) der Wirbelsäule angewandt wurden, fanden ab den 1980er Jahren mit der Einführung der transpedikulären Verschrau-

bung auch kurzstreckige Fixierungen zur Therapie traumatischer Instabilitäten Eingang in die Wirbelsäulenchirurgie (Bühren und Josten 2013). In Deutschland ereignen sich jährlich etwa 10.000 schwere, potentiell operativ zu versorgende Wirbelsäulenverletzungen, davon entfallen ca. 8.000 auf den Thorakal- bzw. den Lumbalbereich (Bühren 2003). Besonders häufig ist der thorakolumbale Übergang (Th10 bis L3) betroffen (Klose und List 2008), welcher sich im Grenzbereich der starren Thorakalkyphose zur freistehenden flexiblen Lendenlordose befindet. Weiterhin findet sich dort ein abrupter Wechsel zwischen den Bewegungsumfängen und -richtungen. Auch zur Behandlung von tumorösen Destruktionen, Spondylodiszitis und Spondylolisthesis kommen Wirbelsäuleninstrumentierungen zum Einsatz. Z.T. werden auch degenerativ veränderte Wirbelsäulensegmente operativ versorgt, wobei es keine einheitliche Operationsindikation gibt.

In die vorliegende Studie wurden vorzugsweise Patienten nach Wirbelsäulentrauma eingebracht, ein Patient wurde auf Grund einer Spondylolisthesis operativ stabilisiert.

2.2.2 OPERATIVE STRATEGIEN

Neben einem rein konservativen Vorgehen, stehen als Behandlungsoptionen bei traumatischen Verletzungen der Wirbelsäule verschiedene operative Strategien zur Verfügung. So kann eine Wirbelfraktur von rein dorsal, kombiniert von dorsoventral oder nur von ventral versorgt werden (Knop et al. 1997). Bisher existiert jedoch kein Standard zur Behandlung von Wirbelfrakturen (Reinhold et al. 2009). Basierend auf Margels AO-Klassifikation (Margel 1994, AO-Klassifikation Tabelle 9.1 im Anhang) favorisierten Gonschorek und Bühren (Gonschorek und Bühren 2006) ab A.2.3 bzw. A.3.3 Frakturen eine dorsale Reposition, bisegmentale Stabilisierung mit zusätzlicher ventraler Instrumentierung. Merkel et al. (Merkel et al. 2008) konnten in ihrer Studie nachweisen, dass eine kombinierte dorso-ventrale Vorgehensweise den geringsten postoperativen Korrekturverlust zur Folge hat, klinisch konnten jedoch keine Unterschiede gefunden werden.

Ziele der operativen Spondylodese sind die Wiederherstellung bzw. Erhaltung neurologischer Funktionen und der anatomischen Stellung, die Wiederherstellung der Beweglichkeit und Kraftübertragung, sowie die Schaffung der Voraussetzungen für die Heilung der verletzten Strukturen (Augat 2013).

Beim rein dorsalen Vorgehen wird zur Reposition bzw. dauerhaften Stabilisierung ein Fixateur interne eingesetzt. Dabei werden zwei Schrauben in den rechten und linken Pedikel des kranial bzw. kaudal des frakturierten Wirbels liegenden Wirbelkörper ein-

gebracht und diese über Längsträger verbunden. Zur Besserung der Stabilität ist es möglich, bei Typ-C-Verletzungen zusätzlich Querträger zu implantieren (Baum 2009). Die Rekonstruktion der ventralen Wirbelsäulenanteile erfolgt beim rein ventralen Vorgehen nach kompletter Diskektomie mittels Cage, Beckenkammspan oder Platte (Merkel et al. 2009).

Während die oben genannten Operationsverfahren einzzeitig durchgeführt werden, kann der Eingriff beim kombinierten dorso-ventralen Verfahren einzzeitig oder zweizeitig erfolgen. Meist wird zuerst zur dorsalen Stabilisierung und zur Korrektur der primären kyphotischen Fehlstellung ein Fixateur interne implantiert (Baum 2009) und in einem zweiten Eingriff die vordere Säule mittels Platte, Span oder Cage rekonstruiert (Merkel et al. 2009).

2.2.3 BIOMECHANIK NACH SPONDYLODESE UND ANSCHLUSSDEGENERATIONEN

Nach operativer Wirbelsäulenstabilisierung resultiert eine verminderte bis aufgehobene Beweglichkeit der fusionierten Segmente und eine möglicherweise erhöhte Belastung der Nachbarsegmente mit kompensatorischer Zunahme deren Beweglichkeit mit z.T. beschleunigter Degeneration (Putzier 2010).

So waren in 70% d. F. nach lumbaler Fusion nach 10 Jahren Anschlussdegenerationen radiologisch nachweisbar, davon zeigten jedoch nur 25% klinisch relevante Symptome, welche eine erneute OP notwendig werden ließ (Levin et al. 2007). Risikofaktoren zur Entwicklung einer Anschlussdegeneration sind eine mehrsegmentale Fusion, ein pathologisches Sagittalprofil nach OP, zusätzliche transpedikuläre Stabilisierung, Alter ab 55 Jahre, weibliches Geschlecht (besonders nach Menopause), Osteoporose und genetische Disposition (Park et al. 2004). Interessant ist, dass Anschlussdegenerationen häufiger kranial nachweisbar waren als kaudal der Fusion (Disch et al. 2008). Als Ursachen werden die Beschädigung der Facettengelenke durch Positionierung der Pedikelschrauben (Park et al. 2004), der direkte Muskelschaden durch das OP-Trauma, sowie der indirekte Muskelschaden durch Schädigung der Innervation (Fan et al. 2010) diskutiert. All diese Faktoren begünstigen einen strukturellen Stabilitätsverlust und verursachen eine chronische Instabilität (Putzier 2010). Zusätzlich konnten Goto et al. 2003 in einer Finite Element Modell Studie zeigen, dass auch die Last auf die angrenzenden Zwischenwirbelscheiben bei Flexion und Kompression nach Fusion signifikant ansteigt.

2.3. KINESIOLOGISCHE ELEKTROMYOGRAPHIE

„Elektromyographie (EMG) ist die Untersuchung der Muskelfunktion durch Prüfung des vom Muskel ausgesandten elektrischen Signals“ (Basmajian und De Luca 1985). Die kinesiologicalische EMG hat die Untersuchung von Muskelfunktion, -koordination und -ermüdung während unterschiedlichen Bewegungen und Haltungen zum Ziel (Carbi 2007). Dabei werden im klinischen Bereich meist Oberflächen Elektroden verwendet, durch das SENIAM Projekt (Surface Elektromyography for Non-Invasive Assessment of Muscles 1996) wurde ein europäischer Standard für die OEMG-Anwendung etabliert.

2.3.1 PHYSIOLOGISCHE GRUNDLAGEN

2.3.1.1 Muskelphysiologie und Aktionspotential

Die Skelettmuskulatur ist mit einem Anteil von mehr als 40% am Gesamtkörpergewicht das am stärksten ausgeprägte Organ des Menschen (Linke und Pfitzer 2010). Sie ist aus einem zur Kontraktion fähigem Gewebe aufgebaut und für Bewegung und Kraftentwicklung zuständig. Unterste Funktionseinheit bilden die parallel zur Muskelfaserrichtung verlaufenden Myofibrillen, welche durch Zwischenscheiben in hunderte Sarkomere unterteilt sind. Innerhalb der Sarkomere befindet sich der kontraktile Apparat in Form von parallel angeordneten Aktin- und Myosinfilamenten, welche durch Titin elastisch miteinander verbunden sind.

Durch das Ineinandergleiten der dünnen Aktin- und dicken Myosinfilamente in Richtung Sarkomermitte kommt es zur Muskelverkürzung, obwohl sich die Länge der einzelnen Filamente nicht ändert. Die Myosinköpfe binden in einem zyklischen ATP-abhängigen Prozess an die Aktinfilamente (Querbrückenzyklus) und führen einen Kraftschlag aus, wodurch es zur aktiven Kraftentwicklung kommt. Um die Querbrücken zu lösen, ist ATP notwendig. Es wird vom Myosin, welches als ATPase fungiert gespalten und bewirkt das Ablösen des Myosinkopfes vom Aktin.

Die Regulation des Querbrückenzyklus erfolgt über die zytosolische Ca^{2+} -

Konzentration: Bei niedriger Ca^{2+} -Konzentration (unter 10^{-7} mmol/l) wirken die Regulatorproteine Troponin und Tropomyosin als Inhibitoren des Querbrückenzyklus. Steigt die Ca^{2+} -Konzentration um das 10 bis 100-fache an wird der Zyklus durch Konformationsänderung der genannten Regulatorproteine aktiviert (Linke und Pfitzer 2010).

Die zytosolische Ca^{2+} -Konzentration wird zentralnervös beeinflusst. Über Acetylcholin wird an der motorischen Endplatte ein Aktionspotential generiert. Dies stellt eine temporäre Veränderung des Membranpotentials dar und wird durch einen Na^+ -Ioneneinstrom ausgelöst, welcher den K^+ -Ionenausstrom durch Ruhemembranpotentialkanäle übersteigt. Dieser Depolarisation schließt sich eine Repolarisation an, welche durch die Öffnung von K^+ -Kanälen und den Ausstrom von K^+ -Ionen gekennzeichnet ist. Zuletzt schließt sich eine Phase der Hyperpolarisation an, in der die Membran refraktär ist (Fakler und Fahlke 2007). Das Aktionspotential bzw. die Depolarisationszone wandert entlang des Tubulus- Systems ins Innere der Muskelfaser und löst über die Konformationsänderung zweier Kanalproteine eine Ca^{2+} -Freisetzung aus dem sarkoplasmatischen Retikulum, dem Ca^{2+} -Speicher der Muskelfaser, aus (Linke und Pfitzer 2010).

2.3.1.2 Entstehung des EMG-Signals

Das wandernde Aktionspotential formt einen elektrischen Dipol, welcher die an der Oberfläche angebrachten meist bipolar verschalteten Elektroden passiert und zu einer Potentialdifferenz zwischen beiden Elektroden führt, welche als EMG-Signal messbar wird. Abbildung 2.4 zeigt exemplarisch die Erfassung des EMG-Signals an einer einzelnen Muskelfaser:

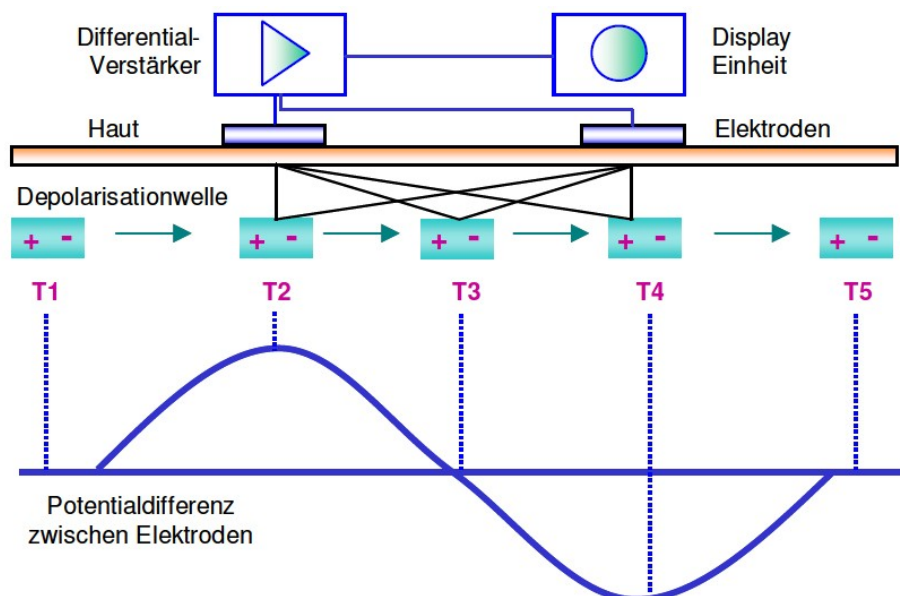


Abbildung 2.4: Modell eines wandernden elektrischen Dipols auf Muskelfasermembranen (übernommen aus Konrad 2005)

Zum Zeitpunkt T1 entsteht das Aktionspotential und wandert in Richtung der ersten Elektrode. Dabei wird ein Anstieg der Potentialdifferenz verzeichnet, welche zum Zeitpunkt T2 ihren Höhepunkt erreicht. Befindet sich der Dipol genau in der Mitte zwischen beiden Elektroden (T3) so ist keine Potentialdifferenz nachweisbar. Passiert die Depolarisationszone die zweite Elektrode (T4), ist wiederum der maximale Betrag der Potentialdifferenz messbar (Freiwald et al. 2005, Konrad 2005).

Da eine Nervenfasern viele Muskelfasern innerviert (Motorische Einheit), werden durch die Oberflächen Elektroden alle Potentiale der erregten Muskelfasern je nach räumlichem Abstand zu den Elektroden in unterschiedlichem Ausmaß detektiert. Diese summieren sich zu einem triphasischen „Motor Unit Action Potential“ (Abbildung 2.5), welches von der Ableitstelle und der Faserausrichtung der untersuchten Muskulatur abhängig ist (Freiwald et al. 2005).

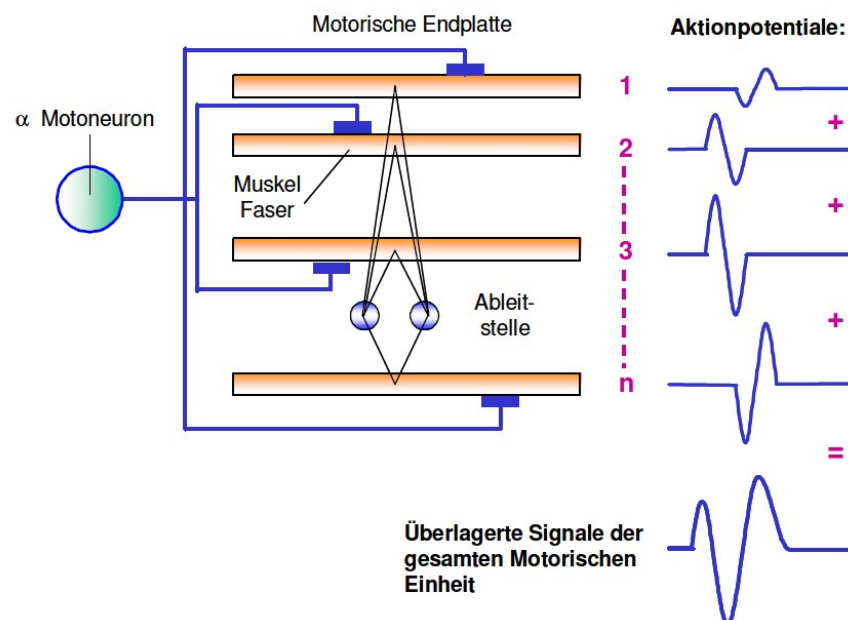


Abbildung 2.5: Entstehung eines triphasischen Motor Unit Aktionspotential (übernommen aus Konrad 2005)

Da von einem Elektrodenpaar nicht nur eine motorische Einheit erfasst wird, überlagern sich die erfassten Signale zum eigentlichen EMG-Signal, welches durch ein Interferenzsignal repräsentiert wird. Mit steigender Rekrutierung oder Frequenzierung motorischer Einheiten, erhöht sich auch die Signalamplitude des OEMG-Signals (Konrad 2005). Die Signalerfassung, -verstärkung und -verarbeitung des Roh-EMGs wird in Abschnitt 4.3 und 4.4 detailliert beschrieben.

2.4 GANGANALYSE

Die wichtigste Form der alltäglichen Fortbewegung ist das Gehen (Kramers et al. 2008). Bei allen gesunden Menschen läuft es unter physiologischen Bedingungen nach demselben Grundmuster ab, welches vor allem unbewusst gesteuert wird (Rose et al. 2006). Eine zentrale Rolle spielen dabei die spinalen Schrittmustergeneratoren, ein Netzwerk von Interneuronen im Spinalmark. Dort werden abwechselnd Schwung- und Standphasen generiert und durch einwirkende sensorische Signale und Reflexe wird eine Phasenkopplung zwischen beiden Beinen hergestellt (Atwood und MacKay 1994). Das erfolgt mit einer Phasenverschiebung um einen halben Gangzyklus, wobei der Zeitraum zwischen zwei aufeinanderfolgenden initialen Bodenkontakten desselben Fußes als Gangzyklus bezeichnet wird (Götz-Neumann 2011).

2.4.1 DIE GANGPHASEN (NACH RANCHO LOS AMIGOS NATIONAL REHABILITATION CENTER)

Um Daten zwischen Personen oder auch individuell zwischen unterschiedlichen Gehgeschwindigkeiten oder auch Situationen zu vergleichen, erfolgt immer eine zeitnormierte Betrachtung des Gangzyklus, die jeweils spezifische funktionelle Charakteristika aufweist (Perry 1992). Jeder Gangzyklus wird grob in eine Stand- und eine Schwungphase gegliedert. Insgesamt kann man jedoch 8 Teilphasen unterscheiden, 5 Stand- und 3 Schwungphasen (siehe Abbildung 2.6):

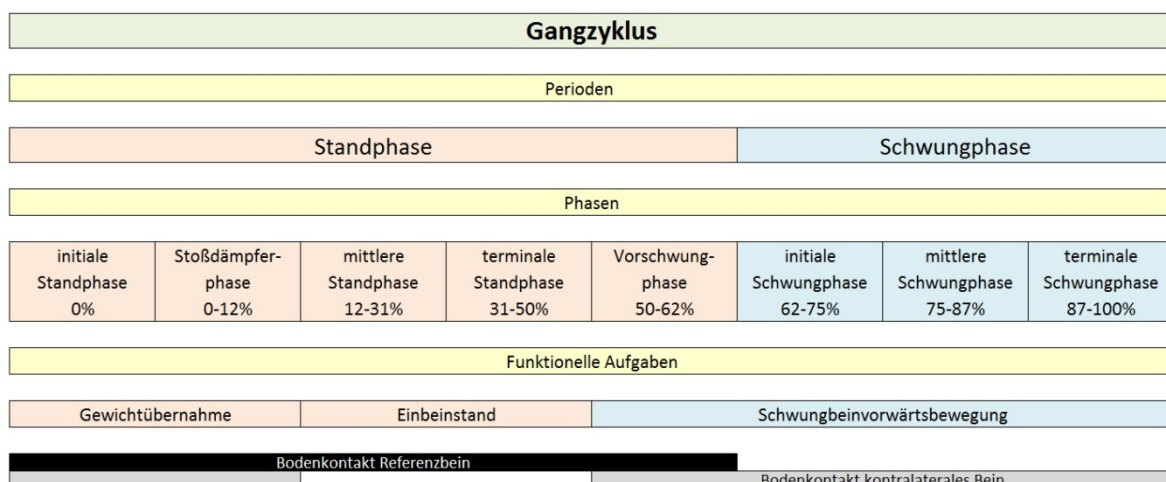


Abbildung 2.6: Gangzyklus (modifiziert nach Götz-Neumann 2011)

Die erste Phase, der initiale Bodenkontakt, ist der Zeitpunkt, in dem die Ferse des Referenzbeines auf den Boden trifft. Sie wird auch als 0%-Punkt bezeichnet. Darauf

folgt die erste doppeltunterstützte Standphase, die Stoßdämpferphase (0-12%). Sie beginnt mit dem initialen Bodenkontakt und endet mit dem Anheben des kontralateralen Fußes. Spezifische Leistung dieser Phase ist die Gewährleistung der Stabilität trotz Gewichtsübernahme. Mit dem Anheben des kontralateralen Fußes beginnt die mittlere Standphase (12-31%). Sie reicht bis zum Anheben der Ferse des Referenzbeines. In der sich anschließenden terminalen Standphase (31-50%) wird der Körper bis über den unterstützenden Fuß hinaus transportiert. Diese Phase endet mit dem initialen Bodenkontakt des kontralateralen Fußes (50%). Es folgt die zweite doppelt unterstützte Standphase, die Vorschwungphase (50-62%). Sie beginnt mit dem initialen Bodenkontakt des kontralateralen Fußes und endet mit dem Anheben des Referenzbeines, welches auf den Schwung vorbereitet wird. Nun folgt die initiale Schwungphase (62-75%), in der das Referenzbein nach vorn gebracht wird. Mit dem Überkreuzen beider Tibiae in der Sagittalebene beginnt die vorletzte Phase, die mittlere Schwungphase (75-87%). Sie dient ebenfalls dazu, das Referenzbein weiter nach vorne zu bringen. In dem Moment, in dem die Tibia des Referenzbeins vertikal zum Boden steht, endet die mittlere Schwungphase und die terminale Schwungphase (87-100%) beginnt. In dieser letzten Phase wird das Nachvornebringen des Referenzbeines abgeschlossen. Der initiale Bodenkontakt des Referenzbeines markiert das Ende der terminalen Schwungphase und ist gleichzeitig auch wieder Startpunkt für einen weiteren Gangzyklus (Perry 1992; Götz-Neumann 2011).

Die höchste statische Stabilität besteht während den doppeltunterstützten Standphasen, welche sich bei Reduzierung der Gehgeschwindigkeit verlängern.

Beim Gehen sind die Rumpfmuskeln jeweils zu bestimmten Zeiten im Bewegungszyklus aktiv (Kramers et al. 2008). Diese Aktivierungsmuster können mit der oben beschriebenen kinesiologischen Elektromyographie gemessen werden.

2.4.2 AKTIVIERUNGS- UND KOORDINATIONSMUSTER DER PARAVERTEBRALEN MUSKULATUR GESUNDER PROBANDEN BEIM GEHEN

In der zeitunabhängigen Betrachtung finden sich im Lumbalbereich die vergleichsweise höchsten mittleren Amplituden, welche nach kranial abnehmen (Raabe 2011). Auch die relative Schwankungsbreite variiert segmenthöhenabhängig und erreicht im oberen Lumbalbereich maximale Werte. Somit finden sich im Thorakalbereich tonische und im Lendenwirbelsäulenbereich eher phasische Muskelaktivitäten (Raabe 2011, De Séze et al. 2008).

Im Verlauf des normierten Schrittes, zeigt sich im Lumbalbereich ein typisches Aktivitätsmuster mit Amplitudenspitzen zu jedem Fersenaufsatzzeitpunkt, wobei diese von kaudal nach kranial abnehmen (Ivanenko et al. 2005; Cappellini et al. 2006; Raabe 2011). Das lokale Maximum zum Zeitpunkt des ipsilateralen Fersenkontaktes schwindet im Thorakalbereich vollständig, es zeigt sich jedoch eine Zunahme des Aktivitätsniveaus zu Beginn der mittleren Standphase und in der mittleren Schwungphase. In allen Segmenthöhen findet sich das Amplitudenverlaufskurvenmaximum zum Zeitpunkt des kontralateralen Fersenkontaktes (Raabe 2011).

Mit zunehmender Lokomotionsgeschwindigkeit findet sich ein Anstieg der Amplitudenspitzen, die Aktivitäten in den Zwischenphasen steigen kaum an (Anders et al. 2007; Raabe 2011).

2.4.3 UNTERSCHIEDE IN DEN AKTIVIERUNGS- UND KOORDINATIONSMUSTERN DER PARAVERTEBRALEN MUSKULATUR ZWISCHEN PATIENTEN MIT CHRONISCHEN RÜCKENSCHMERZEN UND GESUNDEN PROBANDEN BEIM GEHEN

Bisher gibt es nur wenige z.T. uneinheitliche Erkenntnisse über die Veränderung der Aktivierungsmuster der paravertebralen Muskulatur bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen (Ghamkhar et al. 2015). Insgesamt fanden sich bei Rückenschmerzpatienten erhöhte Aktivitätsniveaus im Bereich des lumbalen *M. erector spinae* (Ghamkhar et al. 2015), welche als Versuch gewertet werden, potentielle Instabilitäten auszugleichen (van Dieën et al. 2003).

Arendt-Nielsen et al. und Lamothe et al. beschrieben erhöhte Muskelaktivitäten besonders in der Stand- und Schwungphase (Arendt-Nielsen et al. 1996, Lamothe et al. 2006b). Van der Hulst et al. fanden in allen Schrittphasen erhöhte Amplituden (van der Hulst et al. 2010a; 2010b).

In höheren Lokomotionsgeschwindigkeiten finden sich in der Gruppe der Rückenschmerzpatienten im Vergleich zu gesunden Probanden eine weniger adäquate Anpassung der Muskelaktivität an die erhöhte Geschwindigkeit (Lamothe et al. 2006a).

3. ZIELE DER ARBEIT UND HYPOTHESEN

3.1 ZIELE

In früheren Untersuchungen zeigten sich beim Vergleich rückengesunder Probanden mit Patienten, welche an chronischen Rückenschmerzen leiden, im Oberflächen-elektromyogramm an einzelnen Ableitorten z.T. charakteristische Unterschiede in den Aktivierungs- und Koordinationsmustern der paravertebralen Muskulatur beim Gehen.

Die vorliegende Arbeit hat zum Ziel, erstens die Aktivitäts- und Koordinationsmuster sowie die Seitendifferenzen der Rückenmuskulatur von Patienten 5 bis 10 Jahre nach operativer Stabilisierung der Wirbelsäule im kranio-kaudalen Verlauf während des Gehens auf dem Laufband in abgestuften Geschwindigkeiten zu erfassen, zweitens diese mit denen einer gesunden Kontrollgruppe zu vergleichen und drittens die Frage zu klären, ob diese gefundenen Unterschiede ähnlich denen sind, welche sich schon beim Vergleich von Patienten mit chronischen Rückenschmerzen und Gesunden in früheren Untersuchungen gezeigt haben.

Die Betrachtungsweise erfolgt dabei in zweierlei Weise: Einerseits wird die Aktivitätsverteilung im kranio-kaudalen Verlauf (segmentale Betrachtung) und andererseits die geschwindigkeitsabhängige Reaktion jeder einzelnen Segmenthöhe (situative Betrachtung) erfasst.

3.2 HYPOTHESEN

- Die Patienten 5 bis 10 Jahre nach operativer Stabilisierung der Wirbelsäule erreichen durchschnittlich eine geringere Gehgeschwindigkeit als die gesunde Kontrollgruppe.
- Die Aktivierungs- und Koordinationsmuster der paravertebralen Muskulatur der Patienten unterscheiden sich von denen der gesunden Kontrollgruppe.
- Diese Unterschiede finden sich nicht nur im Lumbalbereich, sondern setzen sich als Kompensationsmechanismus bis in den oberen Thorakalbereich fort.
- Die ermittelten Unterschiede zwischen den beiden gegenübergestellten Gruppen sind ähnlich denen, welche sich schon beim Vergleich von Rückengesunden mit Rückenschmerzpatienten gezeigt haben:
 - Die Aktivitätsniveaus in den lumbalen Segmenten sind verglichen mit den gesunden Probanden erhöht, besonders in der Stand- und Schwungphase.

- Bei Erhöhung der Lokomotionsgeschwindigkeit findet in der Patientengruppe keine adäquate Anpassung im Sinne einer Zunahme der Phasizität statt.
- Da aus vorangegangenen Untersuchungen gefolgert wurde, dass die gezeigten Unterschiede aufgrund einer erhöhten Instabilität der Wirbelsäule von Patienten mit chronischen Rückenschmerzen als Schutzmechanismus zu interpretieren sind, ist anzunehmen, dass in der Patientengruppe weniger starke Differenzen beim Vergleich mit Gesunden auftreten, da sie zusätzlich über eine mechanische Stabilisierung der Wirbelsäule mittels Knochenspan, Cage, Platte und/oder dorsaler Instrumentierung verfügen.
- Aufgrund von OP-bedingten Muskelverletzungen, welche ein Muskelatrophie bzw. Fett- und/oder Bindegewebeinlagerung nach sich ziehen können, finden sich in der Patientengruppe erniedrigte absolute OEMG-Amplituden.

4. MATERIAL UND METHODEN

Als Grundlage für diese Arbeit dienen Untersuchungen, welche im berufsgenossenschaftlichen Klinikum Bergmannstrost in Halle an der Saale durchgeführt wurden. Die Weiterverarbeitung der erfassten Daten erfolgte am Funktionsbereich Motorik, Pathophysiologie und Biomechanik der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Jena.

4.1 PATIENTEN UND PROBANDEN

Insgesamt wurden 213 Patienten aus dem Patientenpool des Orbis-Systems des Klinikums Bergmannstrost ausgewählt (Tabelle 4.1) und angeschrieben.

Einschlusskriterien	Ausschlusskriterien
Alter zwischen 18 und 70 Jahre	Herz-Kreislauf-Erkrankungen, die die Untersuchung unmöglich machen (Herzinsuffizienz, Z.n. Myokardinfarkt, PAVK)
5 und 10 Jahre nach operativer Wirbelsäulenstabilisierung	Orthopädische Erkrankungen (Skoliose, Beinlängendifferenz, Arthrosen der großen Gelenke)
Einwilligung des Patienten	Neurogene oder degenerative Muskelerkrankungen
	BMI > 30 kg/m ²

Tabelle 4.1 Ein- und Ausschlusskriterien

51 der eingeladenen Personen kamen zum freiwilligen Nachsorgetermin. Aufgrund der gesundheitlichen Situation, des geringen Frauenanteils und der Tatsache, dass 5 der Patienten einen BMI über 30 kg/m² aufwiesen, konnten nur 20 männliche Patienten in die Studie einbezogen werden. Das Altersspektrum reichte von 32 bis 64 Jahre (Tabelle 4.2). Als gesunde Vergleichsgruppe diente ein Probandenkollektiv (n=29), welches aus der Promotion S. Raabes (Raabe 2011) hervorging.

Die Teilnahme erfolgte freiwillig nach Aufklärung durch den Untersucher. Jeder Teilnehmer erhielt mit dem Anschreiben eine Informationsschrift und eine schriftliche Einverständniserklärung. Zur Durchführung der Studie liegt ein positives Votum der Ethikkommission der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg vor (2013-56).

	Patienten				Probanden				
	M	oQ	uQ	M	oQ	uQ	p		
Alter [Jahre]	52,3	58,4	38,6	30	45	27	0,0136		
BMI [kg/m²]	26,6	28,7	25,5	24	26,8	22,9	0,012		
Zeit nach OP [Jahre]	7,5	10,0	6,2						
OP-Verfahren	Ventrals und dorso-ventrale Stabilisierung (n=14) Dorsale Stabilisierung (n=6)								
Betroffene Segmente	Th7-11 (n=1) Th11 (n=1) Th12-L1 (n=10) L1-3 (n=1) L2 (n=1) L2-4 (n=1) L3 (n=2) L4-5 (n=1) L4 (n=1) L5 (n=1)								

M- Median; oQ- oberes Quartil; uQ- unteres Quartil; p- Signifikanzniveau

Tabelle 4.2 Charakterisierung der Stichproben

4.2 UNTERSUCHUNG

4.2.1 VORBEREITUNG

Nach der Aufklärung und schriftlichen Zustimmung, erfolgte zunächst eine körperliche Untersuchung und die Bestimmung der Bewegungsausmaße der Wirbelsäule. Im Anschluss wurden die Elektrodenpositionen der zu untersuchenden Muskeln mit Hilfe eines wasserfesten Stiftes nach internationalen Standards (Ng et al. 1998, Hermens et al. 1999) markiert (Tabelle 4.3). Um einen stabilen Kontakt zwischen Haut und Elektroden zu gewährleisten und die Impedanz zu minimieren, wurden die markierten Areale mit einer abrasiven Paste (Epicont, GE Medical Systems Information Technologies, Deutschland) gereinigt und eventuelle Körperbehaarung entfernt (Freiwald et al. 2007). Danach konnten die Elektroden positioniert werden. Um in der nachfolgenden Auswertung die gemessenen Werte trotz individuell unterschiedlicher Körperproportionen anatomisch korrespondierenden Lokalisationen zuordnen zu können, wurden die Elektrodenpositionen der paravertebral angebrachten Elektrodenstreifen in Bezug zu festgelegten Landmarken (Abbildung 4.1) im Protokoll (Messprotokoll im Anhang) notiert. Dies war notwendig für das später zur Anwendung kommende Interpolationsverfahren. Dann erfolgte die Verbindung der Elektro-

den mit den Verstärkerkabeln, welche wenn nötig zusätzlich fixiert wurden. Während der Messung trugen die Probanden flache Schuhe, eine bequeme Hose und waren oberkörperfrei. Vor Messbeginn wurden die eingehenden Signale visuell kontrolliert.

4.2.2 ABLAUF

Die Untersuchung erfolgte auf einem Laufband-Ergometer (Biodex, RTM500, USA) mit einer Laufläche von 50 x 160 cm, die während der Messung waagrecht zum Untergrund eingestellt war, sodass keine Steigung imitiert wurde.

Vor Beginn der eigentlichen Messung hatten die Probanden eine ca. 2-4 minütige (Taylor 1996) Gewöhnungsphase bei 3-4 km/h je nach individueller Gehgeschwindigkeit, um sich auf die Situation auf dem Laufband einzustellen. Die Messung wurde immer erst dann begonnen, wenn die Probanden ein natürliches Gangbild aufwiesen. Die Messung des Oberflächen-EMG (OEMG) erfolgte bei 2,3,4,5 und 6 km/h für jeweils 45-50 s. Es wurden mindestens 20 Schritte detektiert. Etwaige Auffälligkeiten wurden im Messprotokoll (Messprotokoll im Anhang) festgehalten.

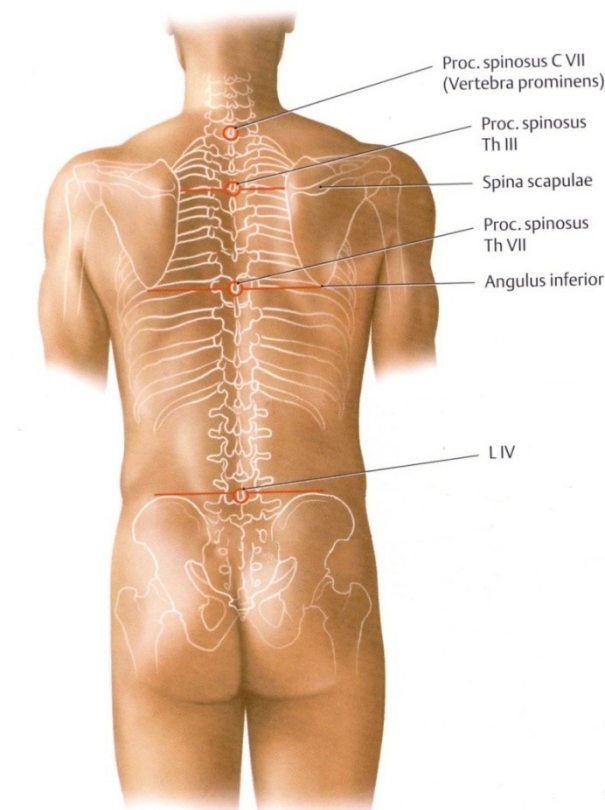


Abbildung 4.1: Dornfortsätze als Orientierungspunkte (modifiziert aus Schünke et al. 2011)

4.3 EMG

4.3.1 ELEKTRODENPOSITIONEN

Für die ventralen Rumpfmuskeln *M. rectus abdominis*, *M. obliquus internus et externus abdominis* und den dorsalen Rumpfmuskel *M. iliocostalis* wurde die Muskelaktivität mit Hilfe einer bipolaren Verschaltung aufgezeichnet (5-700 Hz, Verstärkung 1000, Biovision, Deutschland). Dazu wurden Ag/AgCl-Gelelektroden (H93SG, Covidien, Deutschland) mit einer 1,6 cm im Durchmesser messenden kreisrunden Ableitfläche verwendet. Diese wurden nach internationalem Standard (Ng et al. 1998, Hermens et al. 1999) entlang der Faserrichtung der zu untersuchenden Muskeln symmetrisch auf beiden Körperseiten angebracht (Tabelle 4.3). Dabei betrug der Interelektrodenabstand 2,5 cm (Abbildung 4.2).

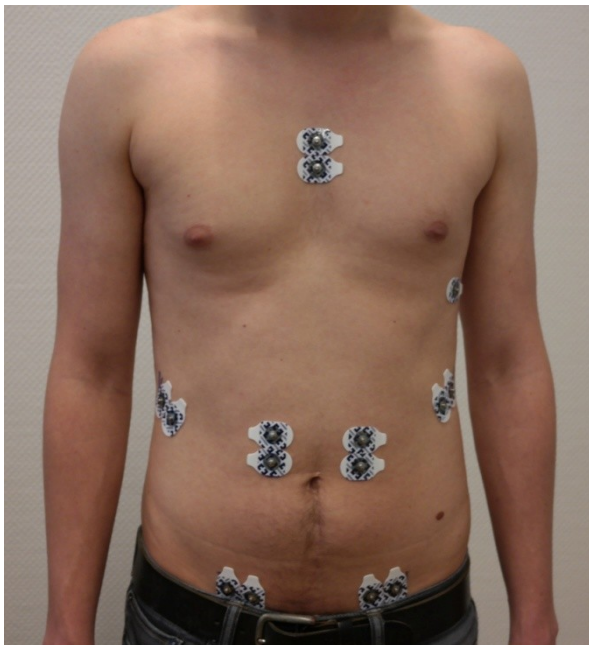


Abbildung 4.2: ventrale Ansicht Elektrodenpositionen

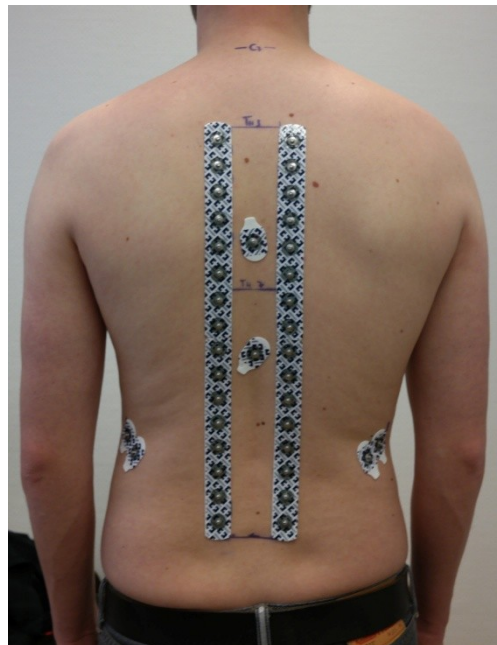


Abbildung 4.3: dorsale Ansicht Elektrodenpositionen

Zur Untersuchung der paravertebralen autochthonen Rückenmuskulatur *Mm. erector spinae* und *Mm. multifidi* (Putz und Müller-Gerbl 2008) wurde die Muskelaktivität mittels monopolarer OEMG detektiert. Die Elektroden dafür wurden aufsteigend von L5 beidseits 2 cm von der Mittellinie entfernt auf dem Muskelbauch der obengenannten Muskeln aufgeklebt. Hier wurden pro Körperseite 2 Ag/AgCl- Reihenelektroden (H938SG, Covidien, Deutschland) verwendet. Diese verfügten jeweils über acht kreisrunde 1,6 cm messende Ableitflächen mit einem Interelektrodenabstand von 2,5 cm (Abbildung 4.3) und entsprachen somit den für die bipolar gemessenen Elektro-

den. Weiterhin wurden auf der Wirbelsäule eine Elektrode zur Funktionserdung und eine Referenzelektrode platziert.

Muskel	Lokalisation
<i>M. rectus abdominis</i>	kaudale Elektrode Höhe Nabel, 4cm von Mitte, vertikal
<i>M. obliquus internus abdominis</i>	medial Inguinalfalte, Höhe <i>Spina iliaca anterior superior</i> (SIAS), horizontal
<i>M. obliquus externus abdominis</i>	Unterhalb tiefster Punkt Rippenbogen, auf Linie von dort zu kontralateralem <i>Tuberculum pubicum</i> , direkt an Rippenbogen
<i>M. iliocostalis</i>	Höhe L2, medial und parallel der Linie <i>Spina iliaca posterior superior</i> (SIPS)- Unterkante Rippenbogen
<i>M. erector spinae</i>	16 Elektroden (2 Streifenelektroden) beginnend L5 auf Muskelbauch 2cm paravertebral nach kranial

Tabelle 4.3 OEMG- Elektrodenpositionen (Ng et al. 1998, Hermens et al. 1999)

4.3.2 SIGNALERFASSUNG UND -VERSTÄRKUNG

Die Signale der 16 monopolen Reihenelektroden beider Körperseiten wurden in 15 bipolare Signale umgewandelt. Dabei wurde die Differenz der Signale zweier benachbarter monopolarer Elektroden berechnet, sodass mit Ausnahme der obersten und untersten Elektrode jede Elektrode sowohl als Plus- als auch als Minuspol verwendet wurde. Dadurch konnte die Muskelaktivität im Verlauf des Rückens lückenlos erfasst werden.

Die Digitalisierung der Roh-EMG-Signale erfolgte mit Hilfe eines Analog/Digital-Wandlers (Tower of Measurement (ToM), DeMeTec, Deutschland). Zur Datenaufnahme wurde das Programm „Erfassung“ (GJB, Deutschland) genutzt.

Die elektrodennahe Position des Verstärkers (15 bzw. 50 cm) sorgte für eine weitestgehend störungsfreie und bewegungsunabhängige Erfassung der Signale (Pfeifer et al. 2003). Um die durch die Bewegung entstehenden Zugkräfte zu verringern und einer eventuellen Ablösung vorzubeugen, wurden die Kabel mittels Kabelbinder an einem Gürtel befestigt bzw. die Elektroden mit Rollenpflaster überklebt. Der Steckkasten für die bipolaren Elektroden und der Verstärker der monopolen Elektroden wurden an eben diesem Gürtel fixiert (Abbildungen 4.4 und 4.5).

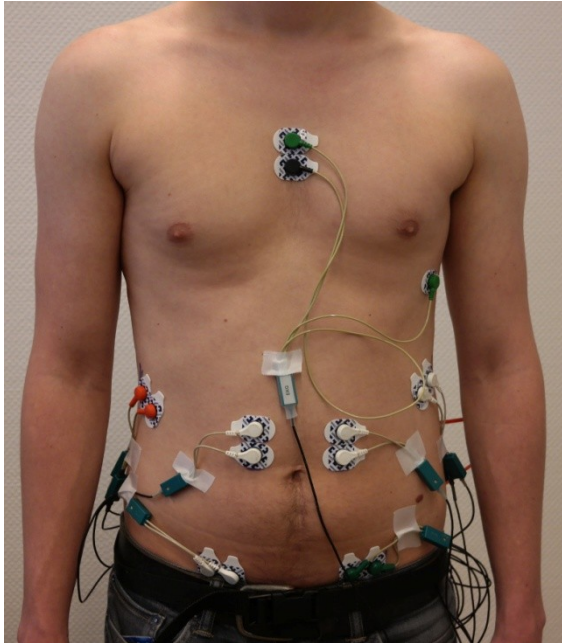


Abbildung 4.4: ventrale Ansicht
Elektrodenpositionen mit Fixation und Verstärkern

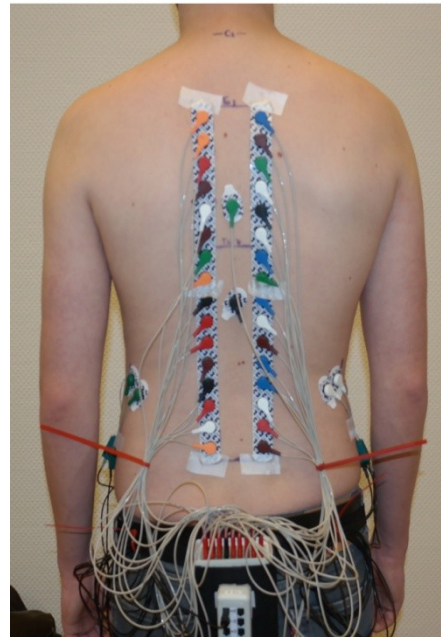


Abbildung 4.5: dorsale Ansicht
Elektrodenpositionen mit Fixation und Verstärkern

Während der Erfassung wurden die eingehenden Signale auf Grundlinienschwankungen, 50-Hz- Einstreuung und Aktivitätsniveau visuell kontrolliert, ggf. wurde eine weitere Befestigung der Elektroden oder Fixation der Kabel vorgenommen. Bei 50-Hz- Einstreuung wurde dies im Protokoll erfasst.

Zusätzlich erfolgte die Ableitung eines EKGs, um bei der späteren Verarbeitung Artefakte identifizieren und eliminieren zu können. Dazu wurden zwei Ag/AgCl- Elektroden entlang der Herzachse angebracht.

Um die Zeitpunkte der Fersenaufsätze für die Ganganalyse identifizieren zu können, wurden unter den Fersen jeweils ein Drucksensor (FSR-402, Interlink electronics, Deutschland) positioniert.

4.4 OEMG SPEZIFISCHE SIGNALVERARBEITUNG

4.4.1 FILTERVERFAHREN

Zur Elimination des Netzrauschens wurde ein Notch-Filter für 50 Hz und dessen ungeradzahlige Vielfache verwendet. Um Bewegungsartefakte zu minimieren, fand weiterhin ein Hochpassfilter bei 20 Hz Anwendung. Da die erwarteten Frequenzen unterhalb von 150 Hz liegen (Konrad 2005), wurde ein Tiefpassfilter bei 300 Hz eingesetzt. Die Filterung der Signale erfolgte digital mit Hilfe der Computersoftware Matlab (The Mathworks, USA).

4.4.2 ROOT MEAN SQUARE (RMS)

Zur Glättung der Roh-EMG-Signale wurde der Root Mean Square gebildet, wodurch die stochastischen Spitzen der OEMG-Amplituden eliminiert wurden. Diese geglätteten Werte werden als Hüllkurve bezeichnet. Der RMS ist der derzeit am häufigsten verwendete Algorithmus zur Glättung von Roh-OEMG-Signalen. Er gibt die mittlere Leistung des Signals im jeweiligen Zeitfenster an (Freiwald et al. 2007). In dieser Studie wurde ein Zeitfenster von 50 ms gewählt.

Der RMS ist definiert als "Wurzel aus den Mittelwerten der quadrierten Amplitudenwerte über einen definierten Kurvenabschnitt" (Pfeifer et al. 2003).

Die ermittelten RMS-Werte dienen als Maß für die Rekrutierung motorischer Einheiten (McGill 2004) und geben Aufschluss über die Aktivität der abgeleiteten Muskulatur.

4.4.3 INTERPOLATIONSVERFAHREN

Mittels eines doppelstufigen Interpolationsalgorithmus wurden aus den Amplitudenwerten für die einzelnen Elektrodenpositionen (EP) Werte für die einzelnen Segmenthöhen berechnet: Während des Messprozesses wurden Stützpunkte, d.h. EP an anatomischen Punkten, so genannten Landmarken (Abbildung 4.1) im Messprotokoll notiert. Hierzu dienten C7, Th3, Th7 und L4. Aus diesen wurden im ersten Schritt die korrespondierende EP für jede Segmenthöhe mit einer Genauigkeit von $\frac{1}{4}$ Interelektrodenabstand mittels einer kubischen Spline Funktion berechnet. In einem zweiten Arbeitsschritt wurde erneut unter Nutzung einer kubischen Spline jedem Segment, d.h. der jeweiligen im ersten Schritt berechneten EP, ein Amplitudenwert zugeordnet. Als Basis dienten die Werte für die ganzzahligen EP der Messung.

4.4.4 EKG-ARTEFAKTE

Besonders beim OEMG im Bereich der Rumpfmuskulatur kommt es zur Überlagerung des myoelektrischen Signals durch die elektrische Herzaktivität. Da die obere Grenzfrequenz der QRS-Komplexe eine breite Überlappung mit dem unteren Frequenzbereich des OEMG aufweist, ist eine Artefaktelimination mittels Filterung ohne stärkere Beeinflussung des OEMG-Signals kaum möglich (Anders et al. 1991). Daher wurde wie oben beschrieben zeitgleich ein EKG abgeleitet. Mittels eigens erstellter Matlab- Skripte wurden Marker an jeder R-Zacke gesetzt, welche visuell kontrolliert und mit ATISA Pro (V2.9.4.42, GJB, Deutschland) manuell korrigiert wurden. Dabei wurden nur normalkonfigurierte ORS-Komplexe berücksichtigt, Extrasystolen beka-

men keinen Marker. Für jeden einzelnen markierten QRS-Komplex wurde dieser unter Nutzung eines für jeden Kanal separat erstellten Templates mit einer Dauer von 100 ms vor und 100 ms nach der R-Zacke eliminiert (Mörl et al. 2010).

4.4.5 SIGNALVERARBEITUNG UND AUSWERTEPARAMETER

Da eine individuelle Varianz der Schrittlänge bzw. -dauer in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit als auch intraindividuelle Unterschiede bestehen, fand eine Zeitnormierung auf 100% statt, somit werden die Muskelaktivitäts- und Koordinationsmuster vergleichbar. Die Genauigkeit der errechneten Werte beträgt 0,5%, so dass mit dem Wert der 0% zugeordnet wird 201 Werte (Abbildung 4.6) resultieren. Mit Hilfe der wie oben platzierten Drucksensoren war es möglich, die Fersenaufsatzzeiten zeitgleich mit dem OEMG zu detektieren. Eine Schrittdauer ist definiert als die Zeit zwischen zwei aufeinander folgenden ipsilateralen Fersenaufsätzen, es handelt sich also um einen Doppelschritt.

Ähnlich dem EKG wurden mittels Matlab wiederum Marker gesetzt, welche visuell kontrolliert und ggf. mit Hilfe von ATISA Pro manuell korrigiert wurden. Um Artefakte wie Extrasystolen, Stolperer oder "Husten-Bewegungen" zu eliminieren, wurden die Schrittmarker die vor den oben genannten Ereignissen lagen entfernt, sodass diese Schritte nicht in die Berechnung mit einbezogen wurden.

Aus allen detektierten Schritten wurde für jeden Probanden und für jede Geschwindigkeit der Median berechnet und alle Schritte, die mehr als 10% davon abwichen, wurden bei der weiteren Betrachtung nicht mehr berücksichtigt.

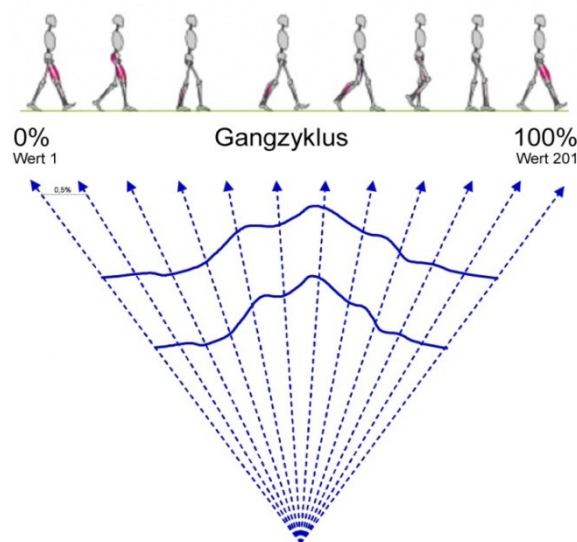


Abbildung 4.6: Konzept der Zeitnormalisierung (modifiziert nach Konrad 2005)

Wie oben beschrieben wurden die RMS-Werte berechnet, sodass für jede EP bei jeder Geschwindigkeit eine zeitnormierte Amplitudenverlaufskurve entstand. Mittels Matlab wurden diese Amplitudenverlaufskurven visuell auf Ausreißer kontrolliert und diese ggf. eliminiert.

Weiterhin wurde aus allen normierten Schrittzyklen einer Geschwindigkeit für jeden Patienten bzw. Probanden und jede EP eine zeitnormierte gemittelte Amplitudenverlaufskurve berechnet.

4.4.5.1 Auswerteparameter für die zeitunabhängigen Daten

Für jede Segmenthöhe (L4-Th3) wurde aus den 201 berechneten RMS-Werten der zeitnormierten Amplitudenverlaufskurven für jede untersuchte Geschwindigkeit und jeden Patienten bzw. Probanden ein Mittelwert bestimmt.

Da absolute RMS-Werte zweier unabhängig gemessener Gruppen schwer zu vergleichen sind, erfolgte die Berechnung der relativen Amplituden (intermuskuläre Koordination). Dabei wurde aus den oben genannten mittleren RMS-Werten der prozentuale Anteil jeder Segmenthöhe im Bezug auf das Gesamt-EMG einer Körperseite (Summe aus den RMS-Mittelwerten aller Segmenthöhen einer Seite) ermittelt.

Um die Varianz der Mittelwerte verschiedener Personen besser vergleichen zu können, wurde die relative Schwankungsbreite (Range) berechnet:

$$rel. Schwankungsbreite [\%] = \frac{Max [\mu V] - Min [\mu V]}{Mittelwert [\mu V]} \times 100 \%$$

Sie gibt die Abweichung von Amplitudenniveaus in % vom normierten Mittelwert an und ist ein Maß für die Phasizität einer Amplitudenverlaufskurve (Abbildung 4.7).

Gleichzeitig werden eventuelle Einflussfaktoren (Geschwindigkeit, Körperbau, Geschlecht...) ausgeglichen.

Weiterhin wurden prozentuale Seitendifferenzen ermittelt:

$$Seitendifferenz [\%] = 100 - \frac{niedrigerer mittlerer RMS - Wert [\mu V]}{höherer mittlerer RMS - Wert [\mu V]} \times 100 \%$$

War der mittlere RMS-Wert der linken Seite größer, wurde das Ergebnis mit -1 multipliziert. Somit ergeben sich bei Überwiegen der linken Seite negative Werte und positive bei Überwiegen der rechten Seite.

Aus den 4 beschriebenen Parametern wurden jeweils Mediane mit oberem und unterem Quartil für Probanden und Patienten separat berechnet.

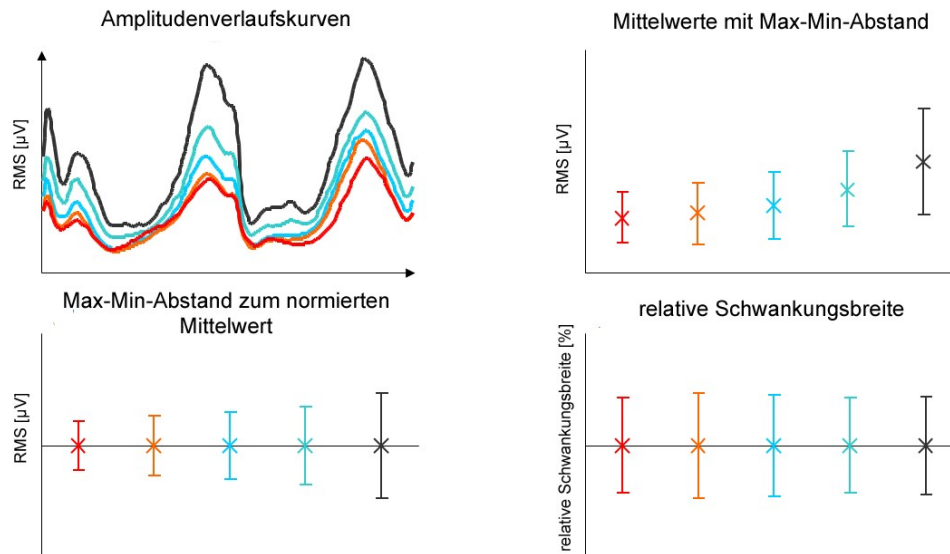


Abbildung 4.7: Berechnung der relativen Schwankungsbreite (modifiziert nach Raabe 2011)

4.4.5.2 Auswerteparameter für die zeitabhängigen Daten

Um die Koordinationscharakteristik für jede Segmenthöhe seitengetrennt zu beschreiben, wurden für die Patientengruppe mittlere OEMG-Amplitudenverlaufskurven über den normierten Schritt berechnet.

Zum Vergleich der Koordinationsmuster der Patienten und Probanden erfolgte die Normierung der Amplitudenverlaufskurven. Dazu wurde dem jeweils vorkommenden Maximum ein Wert von 100% zugeordnet und für alle übrigen Werte das entsprechende Verhältnis bestimmt.

Analog der oben genannten Vorgehensweise wurden prozentuale Seitendifferenzen für jeden der 201 Einzelwert ermittelt und diese als Verlaufskurven über den normierten Schritt veranschaulicht. Hierbei gibt das Vorzeichen die Richtungsabhängigkeit, also ob die rechte (+) oder linke (-) Seite überwiegt an.

Auch die intermuskuläre Koordination, im Sinne des jeweiligen Anteils einer Segmenthöhe am Gesamt-EMG einer Körperseite wurde seitengetrennt für jeden zeitlichen Einzelwert des normierten Schrittes errechnet.

4.5 STATISTIK

4.5.1 ZEITUNABHÄNGIGE BETRACHTUNG

4.5.1.1 Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur im kranio- kaudalen Verlauf innerhalb einer ausgewählten Gehgeschwindigkeit

Um zu prüfen, ob sich die mittleren RMS-Werte, die intermuskuläre Koordination, die relative Schwankungsbreite und die Seitendifferenzen innerhalb einer ausgewählten Gehgeschwindigkeit zwischen den Patienten und den Probanden signifikant unterscheiden, wurde der U-Test verwendet. Die Testung erfolgte für jede Körperseite und Segmenthöhe separat.

4.5.1.2 Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur im kranio- kaudalen Verlauf innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten

Zur Detektion signifikanter Unterschiede der RMS-Werte, der intermuskulären Koordination, der relativen Schwankungsbreite und der Seitendifferenzen in allen untersuchten Gehgeschwindigkeiten zwischen den Patienten und den Probanden kam der U-Test zur Anwendung. Dabei erfolgte die Testung seitengetrennt und separat für jede Segmenthöhe und Geschwindigkeit.

4.5.2 ZEITABHÄNGIGE BETRACHTUNG

4.5.1.1 Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur im kranio- kaudalen Verlauf innerhalb einer ausgewählten Gehgeschwindigkeit

Für jeden der 201 Einzelwerte der Zeitverlaufskurven für absolute RMS-Werte, relative Amplituden, Seitendifferenzen und intermuskuläre Koordination fand ein U-Test zur Prüfung auf signifikante Unterschiede Anwendung. Um hierbei die Akkumulation des Fehlers 1. Art, also die irrtümliche Ablehnung der Nullhypothese zu verhindern, wurde für die schlussendliche Identifikation signifikanter Differenzen die jeweiligen Signifikanzwerte der Bonferroni Holm Korrektur unterworfen (Holm 1979; Hemmelmann et al. 2005). Dabei erfolgt die Beurteilung der der Größe nach geordneten Signifikanzwerte aufsteigend für das dem jeweiligen Rang entsprechende Signifikanzniveau. Der Algorithmus startet mit dem niedrigsten Signifikanzniveau von $0,05/201$, also $0,000249$ und fährt bei niedrigerem bzw. übereinstimmendem Signifikanzniveau des ersten Wertes danach aufsteigend solange fort, bis das jeweilige geforderte Signifikanzniveau überschritten wird.

4.5.1.2 Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur im kranio- kaudalen Verlauf innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten

Auch für den Vergleich der geschwindigkeitsabhängigen Koordinationscharakteristika wurde für jeden Einzelwert ein U-Test durchgeführt.

4.6 ERGEBNISSELEKTION

Bei der Untersuchung der Bauchmuskulatur zeigen sich kaum signifikante Unterschiede zwischen den Probanden und den Patienten, sodass in dieser Arbeit nur auf die paravertebrale Muskulatur eingegangen wird.

5. ERGEBNISSE

5.1 ERREICHTE GESCHWINDIGKEIT

Alle 29 gesunden Probanden konnten ohne Probleme 6 km/h auf dem Laufband gehen. In der Patientengruppe haben alle 2 und 3 km/h, 19 Patienten haben 4 und 5 km/h und lediglich 14 Patienten 6 km/h schnell gehen können.

5.2 ZEITUNABHÄNGIGE BETRACHTUNG

5.2.1 AKTIVITÄTSCHARAKTERISTIKA DER PARAVERTEBRALEN MUSKULATUR IM KRANIO-KAUDALEN VERLAUF INNERHALB EINER AUSGEWÄHLTEN GEHGESCHWINDIGKEIT

5.2.1.1 Mittlere RMS-Werte

Bei der Betrachtung der mittleren RMS-Werte der untersuchten Patienten (n=20) zeigen sich relativ große Streuungen, welche bei L3 am stärksten ausgeprägt sind.

Demgegenüber finden sich im kranio-kaudalen Verlauf nur vergleichsweise geringe Schwankungen. Insgesamt kann man aber Höhenunterschiede der mittleren OEMG-Amplituden innerhalb einer Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Segmenthöhe feststellen.

Abbildung 5.1 stellt das segmenthöhenabhängige Grundmuster, welches sich für alle Patienten ähnlich zeigt, beispielhaft für 3 km/h dar. Die höchsten Amplituden werden auf beiden Seiten im Lendenwirbelbereich erreicht. Es stellen sich minimale Seitenunterschiede im segmentabhängigen Grundmuster dar: Auf der linken Körperseite steigen die mittleren OEMG-Amplituden von Th4 nach Th5 an und fallen dann von Th5 bis Th7 ab. Von Th7 bis Th8 zeigt sich ein geringer Anstieg. Das Niveau der mittleren RMS-Werte bleibt von Th8 bis Th11 annähernd konstant. Von Th11 bis L2 zeigt sich wiederum ein Anstieg. Bei L2 und L3 wird das Maximum erreicht.

Rechts zeigt sich ein Anstieg von Th4 bis Th6. Die mittleren RMS-Werte von Th6 bis Th10 sind relativ ähnlich. Von Th10 bis L1 zeigt sich ein Anstieg der mittleren OEMG-Amplituden, von L1 bis L2 wird ein Plateau und bei L3 das Maximum der rechten Seite erreicht, welches jedoch unter dem Niveau liegt, welches sich für die linke Seite in dieser Segmenthöhe darstellt.

Im Vergleich zu den Probanden zeigen sich bei den Patienten in allen Segmenthöhen signifikant kleinere OEMG-Amplituden (Abbildung 5.2), auch das Grundmuster ist verändert. Der Vergleich der segmenthöhenabhängigen Grundmuster erfolgt bei

der Betrachtung der relativen Amplituden, da dort ein direkter Vergleich ohne systematische Amplitudenunterschiede möglich ist.

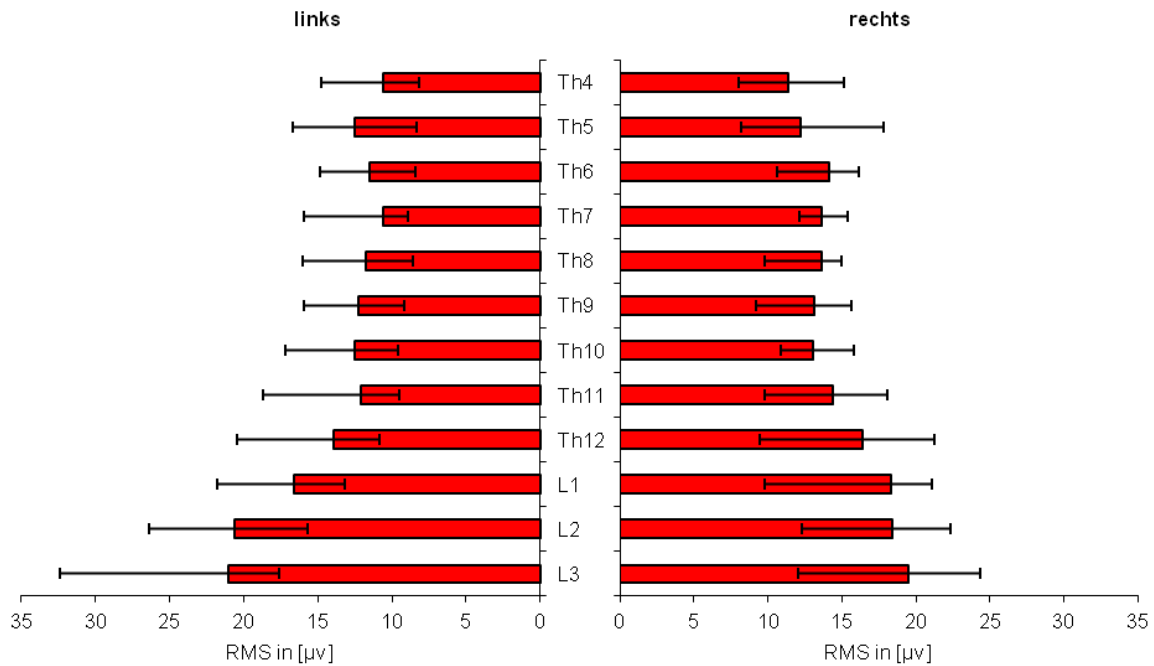


Abbildung 5.1: Mittlere RMS-Amplituden innerhalb einer Gehgeschwindigkeit von 3 km/h für alle Patienten (n=20), dargestellt ist jeweils der Median mit oberem und unterem Quartil.

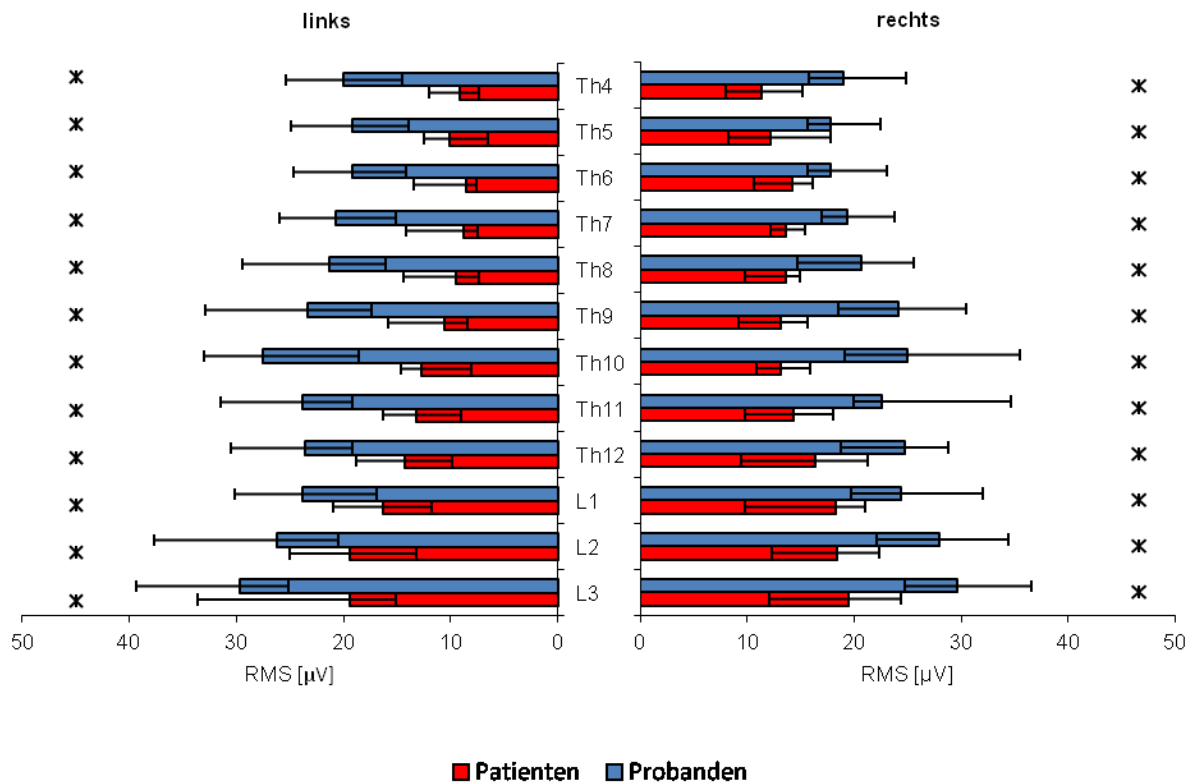


Abbildung 5.2: Mittlere RMS-Amplituden innerhalb einer Gehgeschwindigkeit von 3 km/h für alle untersuchten Patienten (n=20) und Probanden (n=29), dargestellt ist der Median mit oberem und unterem Quartil. Signifikante Unterschiede (U-Test) sind mit einem Stern markiert.

5.2.1.2 Intermuskuläre Koordination

Bei der Betrachtung der relativen Amplituden zeigt sich wie in Abbildung 5.3 exemplarisch für 3 km/h dargestellt ein ähnliches segmentabhängiges Grundmuster wie bei den mittleren RMS-Werten. Auch hier fallen Seitenunterschiede auf: Auf der linken Seite fällt der mittlere Anteil einer Segmenthöhe am Gesamt-EMG von Th4 nach Th5 ab, steigt dann von Th5 bis Th6 an und bleibt für Th6 bis Th8 annähernd konstant. Von Th8 nach Th9 erfolgt ein Anstieg, bei Th10 wird das Niveau von Th8 wieder erreicht. Ein weiterer Anstieg stellt sich von Th10 bis zum Erreichen des Maximums bei L2 dar. Von L2 nach L3 sinkt der Anteil wieder leicht ab. Auf der rechten Seite bleiben die relativen Amplituden von Th4 bis Th7 relativ konstant, fallen dann für Th8 ab und erreichen bei Th9 und Th10 wieder das Niveau von Th6. Über die Segmente Th10 bis L3 findet ein kontinuierlicher Anstieg statt.

Auf beiden Seiten tragen die lumbalen Segmente den größten Anteil zum Gesamt-EMG bei. Diese Tendenz ist auf der linken Seite stärker ausgeprägt.

Vergleicht man die segmentabhängigen Grundmuster der Patienten mit denen der Probanden, zeigen sich einige signifikante Unterschiede (Abbildung 5.4), welche sich größtenteils auf der linken Seite darstellen: Hier zeigen sich für Th9 und Th10 signifikant kleinere relative Amplituden bei den Patienten und für L1 bis L3 signifikant größere Anteile der Segmenthöhen am Gesamt-EMG. Rechts stellt sich nur für Th10 ein signifikant kleinerer Anteil dar.

Ähnliche Unterschiede zeigen sich auch für die anderen untersuchten Gehgeschwindigkeiten (Tabelle 9.2 im Anhang).

5.2.1.3 Relative Schwankungsbreite

Betrachtet man die relative Schwankungsbreite bei 3 km/h zeigen sich für die rechte und linke Seite vergleichbare Verläufe (Abbildung 5.5). Links zeigen sich von Th4 bis Th8 ähnlich große Ranges. Von Th8 bis L1 findet ein kontinuierlicher Zuwachs statt. Bei L1 bis L3 wird ein Plateau erreicht. Auf der rechten Seite findet sich im Gegensatz dazu von Th4 bis L2 ein kontinuierlicher Anstieg. Für L3 nimmt die normierte Schwankungsbreite wieder ab, sodass links bei L2 und rechts bei L1 bis L3 maximale Werte erreicht werden.

Vergleicht man die relativen Schwankungsbreiten der Patienten mit denen der Probanden (Abbildung 5.6), fallen einige signifikante Unterschiede auf. Bei Th6 rechts

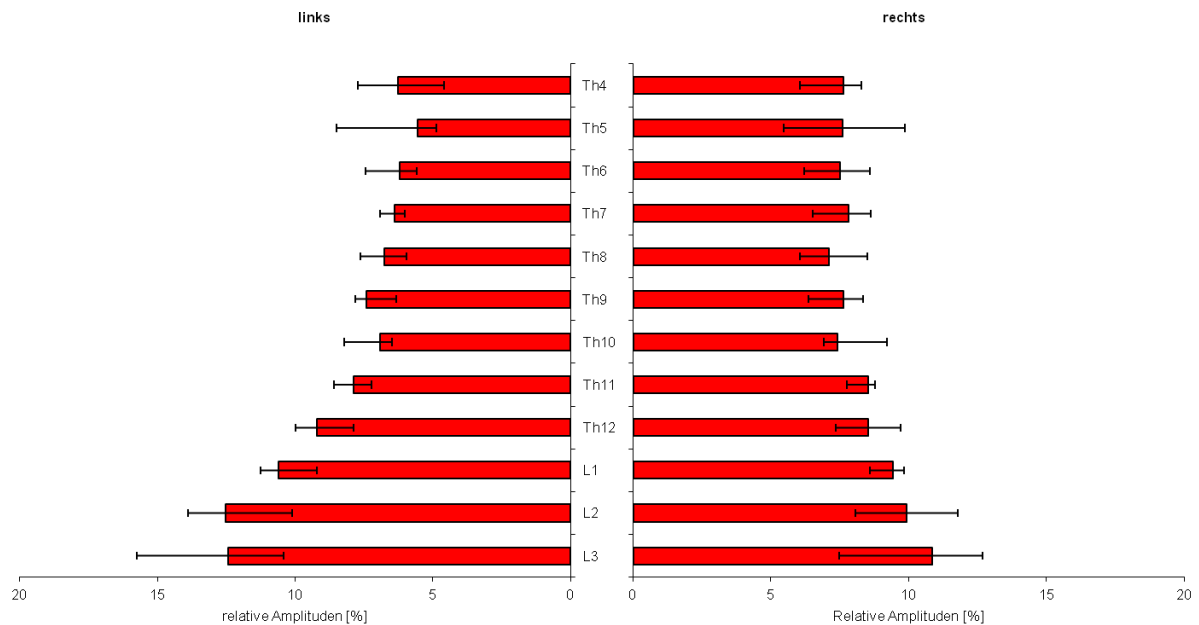


Abbildung 5.3: Intermuskuläre Koordination im kranio-kaudalen Verlauf bei 3 km/h, dargestellt ist der mittlere Anteil jeder Segmenthöhe am Gesamt-EMG in % jeweils seitengetrent mit oberem und unterem Quartil für alle Patienten (n=20).

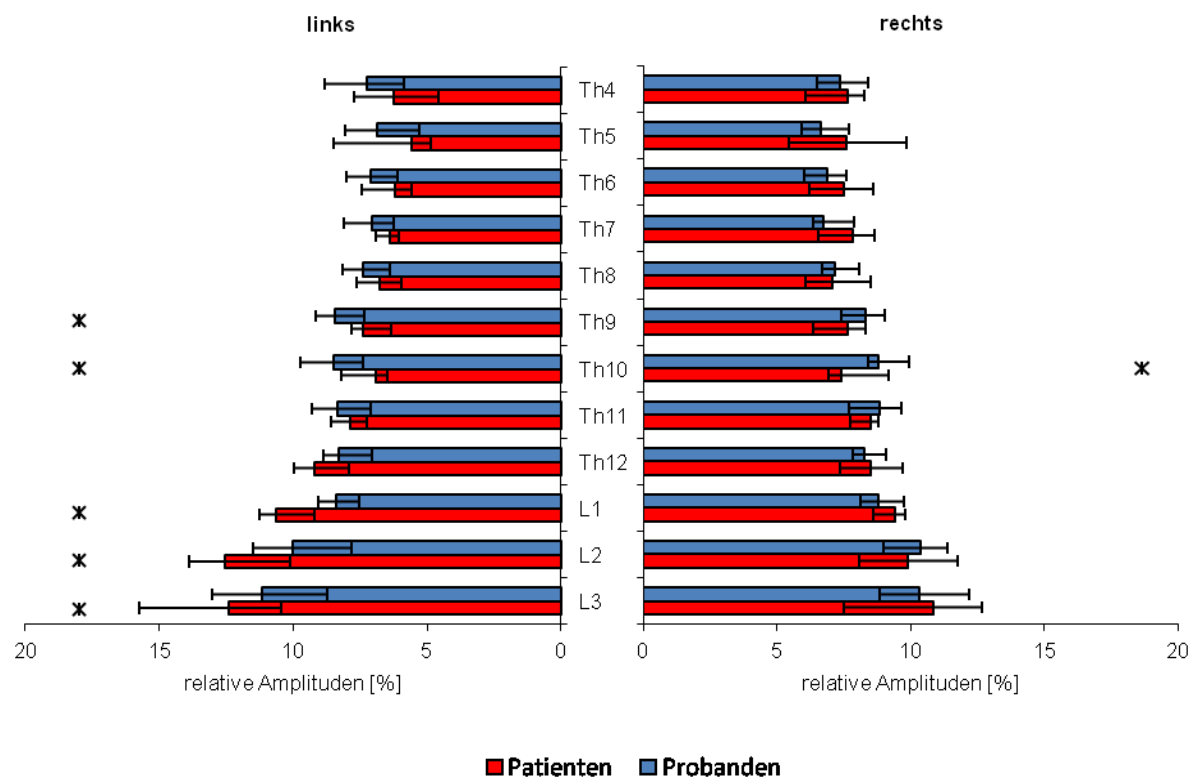


Abbildung 5.4: Intermuskuläre Koordination im kranio-kaudalen Verlauf bei 3 km/h, dargestellt ist der mittlere Anteil jeder Segmenthöhe am Gesamt-EMG in % jeweils seitengetrent mit oberem und unterem Quartil für alle Patienten (n=20) und Probanden (n=29). Signifikante Unterschiede (U-Test) sind mit einem Stern markiert.

zeigt sich eine signifikant höhere Range in der Patientengruppe. Im Gegensatz dazu weisen sie bei L3 rechts und links eine signifikant geringere relative Schwankungsbreite auf.

In Tabelle 9.3 (siehe Anhang) sind auch die relativen Schwankungsbreiten für die anderen untersuchten Geschwindigkeiten dargestellt.

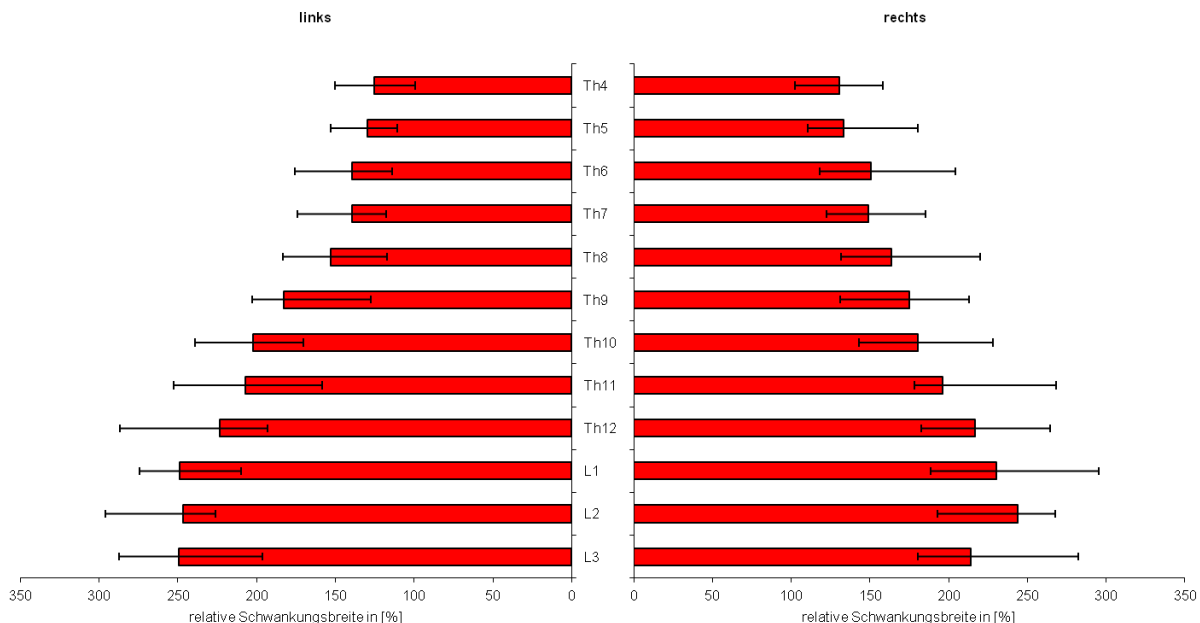


Abbildung 5.5: Relative Schwankungsbreite in % im kranio-kaudalen Verlauf aller Patienten (n=20) bei 3 km/h, dargestellt ist der Median mit oberem und unterem Quartil.

Wie der Tabelle 9.3 zu entnehmen ist, finden sich bei einer Geschwindigkeit von 6 km/h die meisten signifikanten Unterschiede zwischen den Operierten und der gesunden Vergleichsgruppe, deshalb wird der kranio-kaudale Verlauf der relativen Schwankungsbreite bei 6 km/h in Abbildung 5.7 dargestellt. In der Patientengruppe finden sich im kranio-kaudalen Verlauf vergleichsweise niedrige Veränderungen der Range, so lässt sich lediglich von links Th10 bis L2 und rechts von Th11 bis L2 eine leichte Zunahme verzeichnen. Anders stellt es sich in der Vergleichsgruppe dar, hier steigen die normierten Schwankungsbreiten von Th8 nach L3 deutlich an und erreichen mit wenigen Ausnahmen signifikant höhere Niveaus.

5.2.1.4 Seitendifferenzen

Bei der Darstellung der Seitendifferenzen zeigt sich bei den Patienten eine relativ große Streuung. Im Mittel überwiegt von Th4 bis Th10 die rechte und im thorakolumbalen Übergang und Lendenbereich die linke Seite. Exemplarisch sind die Seitendifferenzen für 3 km/h in Abbildung 5.8 dargestellt.

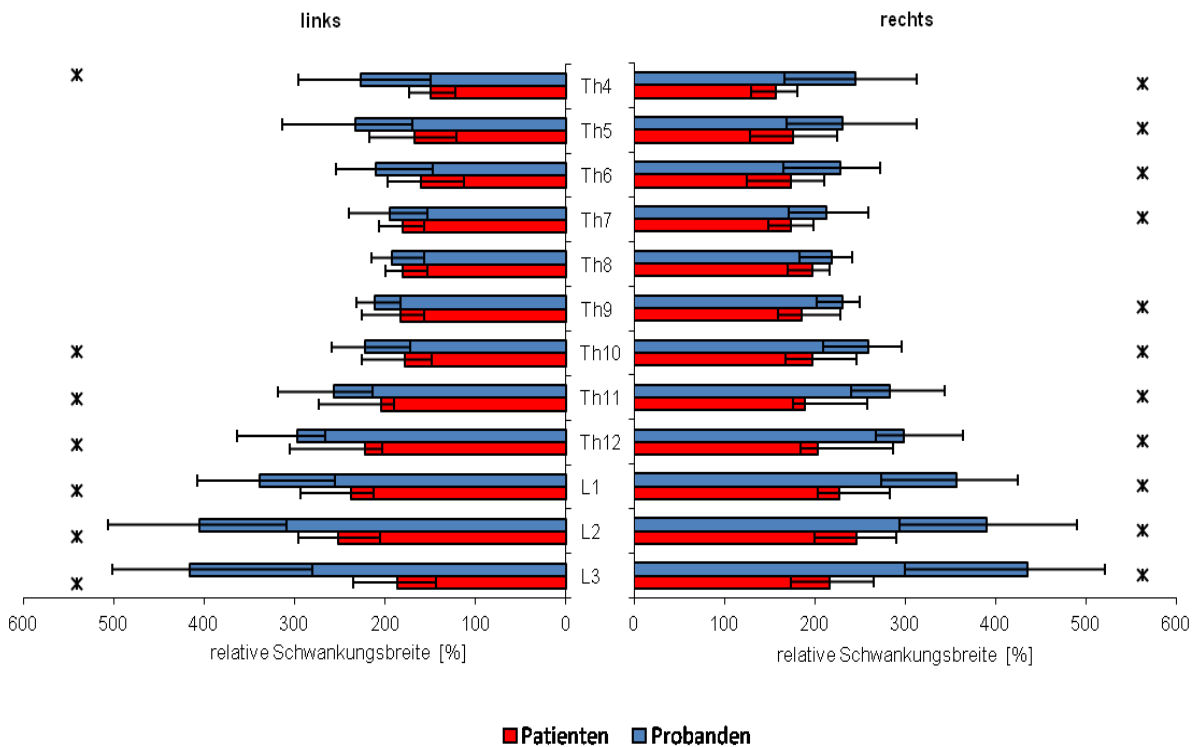
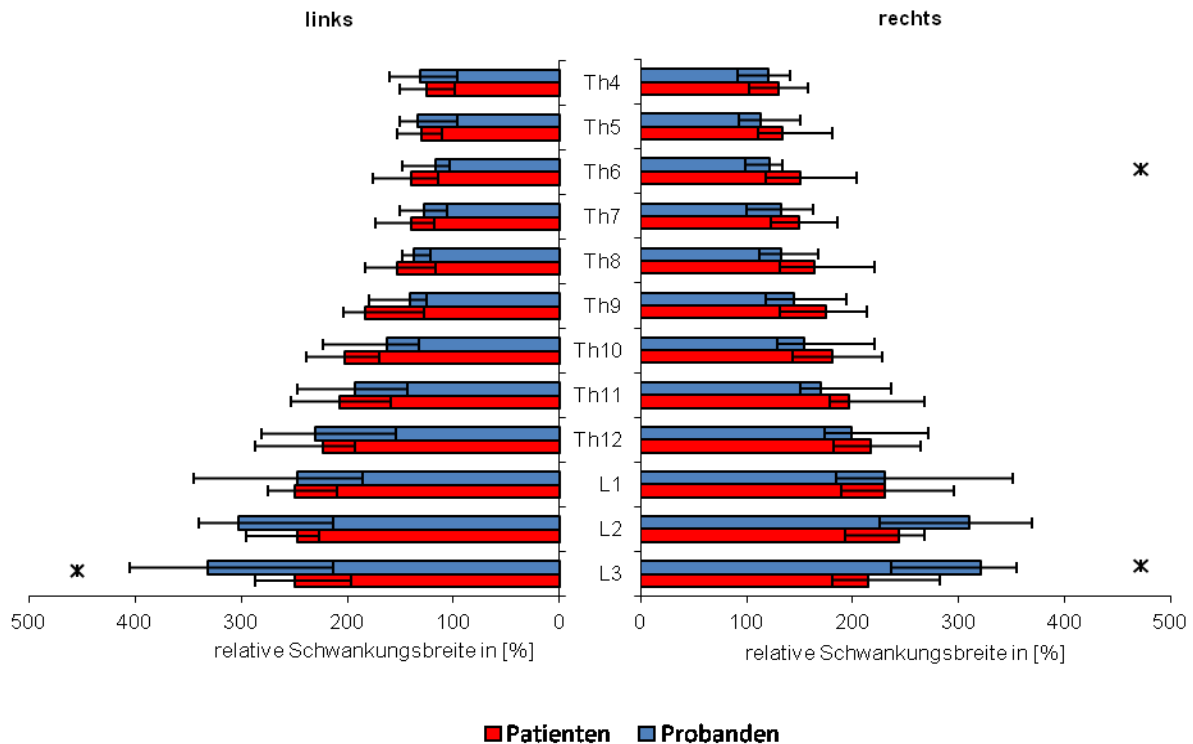


Abbildung 5.7: Relative Schwankungsbreite in % im kranio-kaudalen Verlauf aller Patienten (n=14) und Probanden (n=29) bei 6 km/h, dargestellt ist der Median mit oberem und unterem Quartil. Signifikante Unterschiede (U-Test) sind mit einem Stern markiert.

Vergleicht man nun die Seitendifferenzen der Patienten mit denen der Probanden zeigen sich von L1 bis L3 signifikante Unterschiede. Hier überwiegt bei den Probanden z.T. die rechte und bei den Patienten die linke Seite deutlich (Abbildung 5.9).

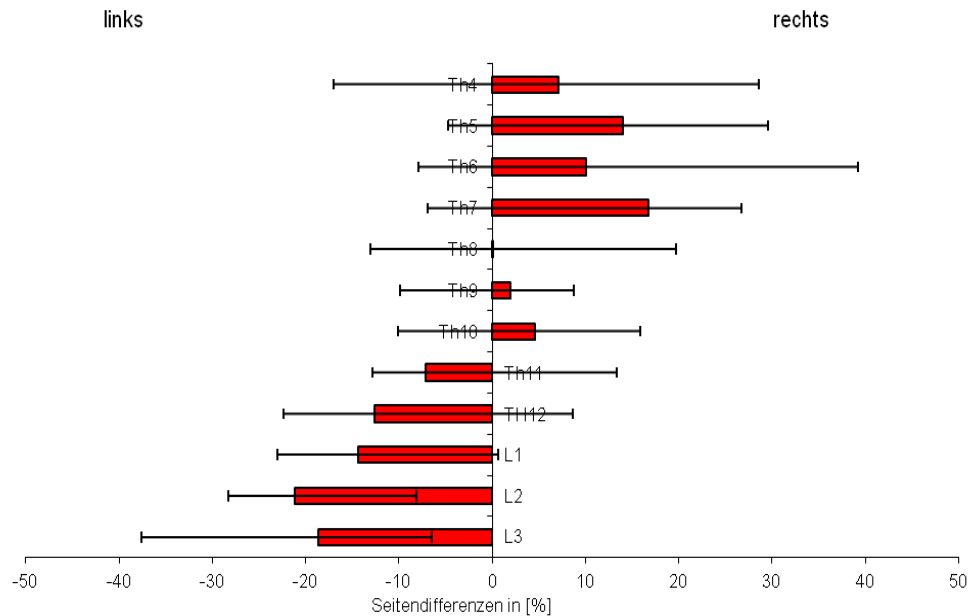


Abbildung 5.8: Seitendifferenzen in % für alle Patienten (n=20) bei 3 km/h, dargestellt sind die Mediane mit oberem und unterem Quartil.

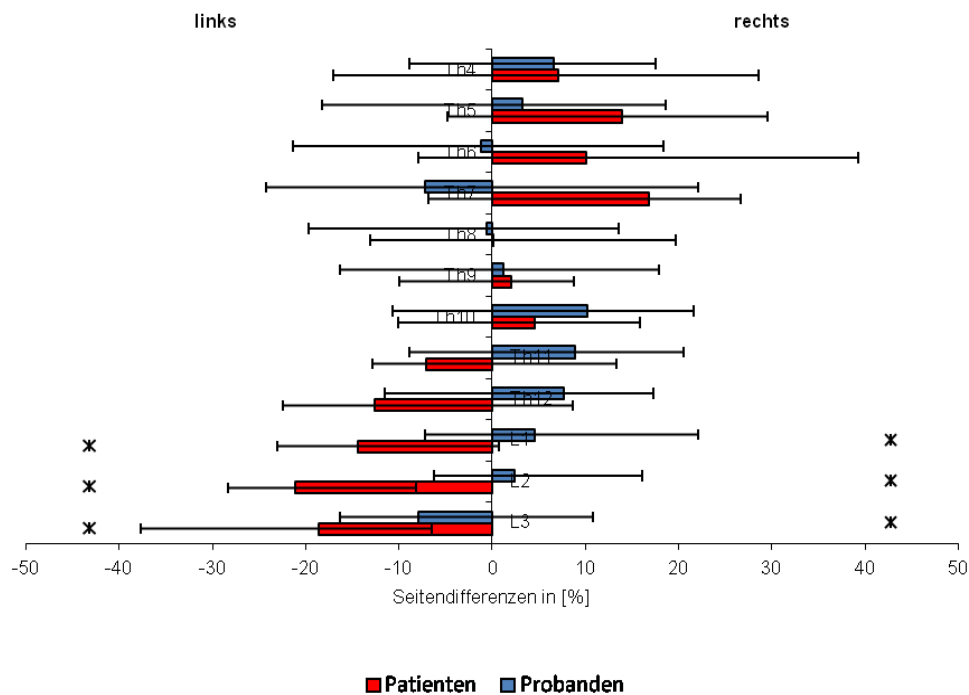


Abbildung 5.9: Seitendifferenzen in % für alle Patienten (n=20) und Probanden (n=29) bei 3 km/h, dargestellt sind die Mediane mit oberem und unterem Quartil. Signifikante Unterschiede (U-Test) sind mit einem Stern markiert.

5.2.2 AKTIVITÄTSCHARAKTERISTIKA DER PARAVERTEBRALEN MUSKULATUR IM KRANIO-KAUDALEN VERLAUF INNERHALB ALLER UNTERSUCHTEN GEHGESCHWINDIGKEITEN

5.2.2.1 Mittlere RMS-Werte

Abbildung 5.10 zeigt, dass die mittleren RMS-Werte der rechten Seite mit zunehmender Geschwindigkeit ansteigen. Von 2-4 km/h ist dieser Anstieg geringer ausgeprägt, als beim Wechsel von 4 nach 5 km/h. Der größte Zuwachs stellt sich mit Ausnahme von Th5 bei einer Geschwindigkeitsänderung von 5 nach 6 km/h dar.

Ein etwas anderes Muster zeigt sich auf der linken Seite: Hier ergibt sich für Th11 beim Wechsel von 2 nach 3 km/h sogar ein reduzierter Wert, gleiches gilt für L2 und L3 bei einer Änderung der Geschwindigkeit von 4 nach 5 km/h. Wie auch rechts findet sich der größte Zuwachs zwischen 5 und 6 km/h. Insgesamt bleibt das unter 5.2.1.1 beschriebene Muster weitgehend konstant.

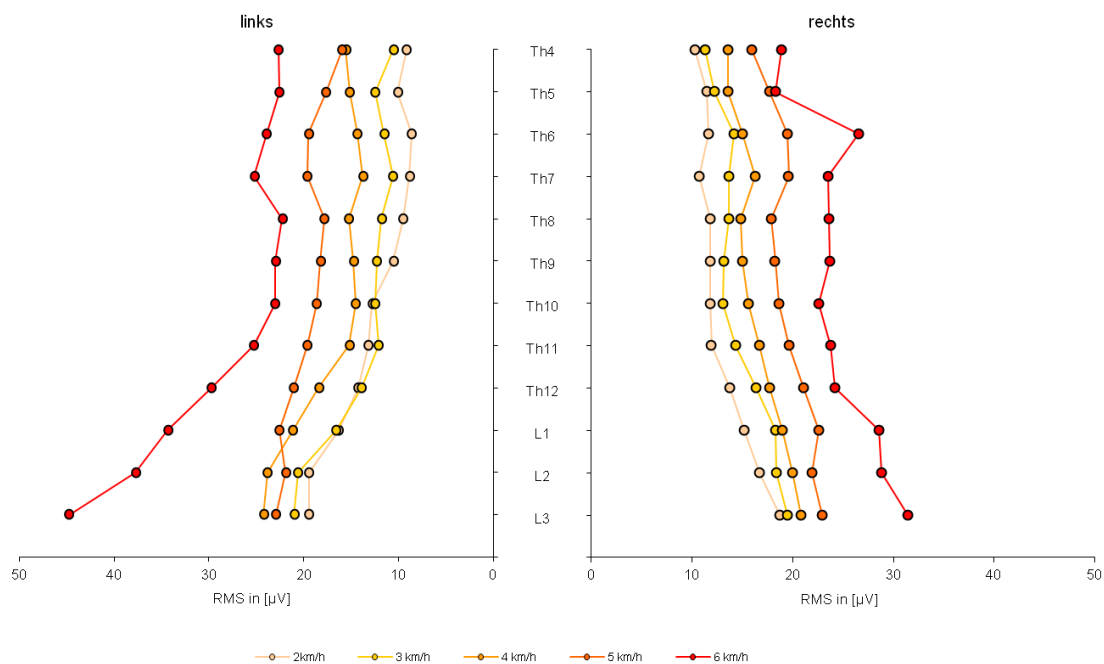


Abbildung 5.10: Mittlere RMS im kranio-kaudalen Verlauf für alle Patienten (n=20) farbkodiert für alle untersuchten Geschwindigkeiten, dargestellt ist jeweils der Median.

Vergleicht man die mittleren RMS-Werte der Patienten mit denen der Probanden, so zeigt sich, dass die Patienten erst bei 5 km/h ein ähnliches Amplitudenniveau erreichen, welches die Probanden schon bei 2 km/h aufweisen. Der Amplitudenzuwachs von niedriger zu höherer Geschwindigkeit zeigt in beiden Gruppen in vergleichbares Muster, so steigen die Amplituden von 2 bis 4 km/h nur leicht an, von 4 bis 5 ist der

Anstieg schon stärker ausgeprägt. Der größte Zuwachs zeigt sich jeweils beim Wechsel von 5 nach 6 km/h.

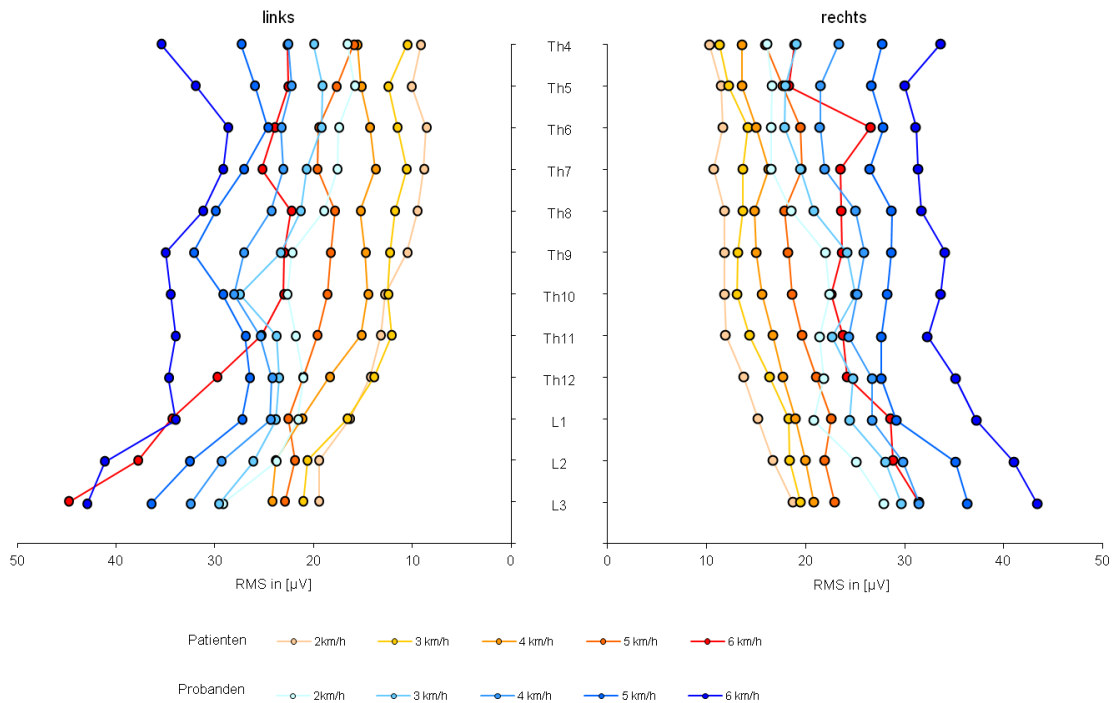


Abbildung 5.11: Mittlere RMS im kranio-kaudalen Verlauf für alle Probanden (n=29) und Patienten (n=20) farbkodiert für alle untersuchten Geschwindigkeiten, dargestellt ist jeweils der Median.

5.2.2.2 Intermuskuläre Koordination

Auch für die intermuskuläre Koordination zeigt sich das unter 5.1.1.2 beschriebene Muster für alle untersuchten Geschwindigkeiten. Insgesamt stellen sich aber, im Vergleich zu den mittleren RMS, nur geringe geschwindigkeitsabhängige Unterschiede dar (Abbildung 5.12).

Auf der linken Seite steigen die relativen Amplituden im Lendenbereich mit sinkender Geschwindigkeit an, eine Ausnahme bildet L3 bei einer Änderung von 2 nach 3 km/h. Gegensinniges ist im Thorakalbereich festzustellen. Auf der rechten Seite zeigt sich kein solches Muster.

Betrachtet man die relativen Amplituden der Probanden in den untersuchten Geschwindigkeiten, zeigen sich ebenfalls nur geringe geschwindigkeitsabhängige Unterschiede.

In Abbildung 5.13 sind für einige ausgewählte Segmente die Unterschiede der geschwindigkeitsabhängigen intermuskulären Koordination zwischen Patienten und Probanden dargestellt. Alle Werte sind in Tabelle 9.1 zusammengefasst. Es zeigt

sich, dass die relativen Amplituden der Patienten im linken Lendenwirbelbereich teilweise signifikant größer sind. Demgegenüber stellen sich im unteren Thorakalbereich rechts und links kleinere relative Amplituden bei den Patienten im Vergleich mit den Probanden dar.

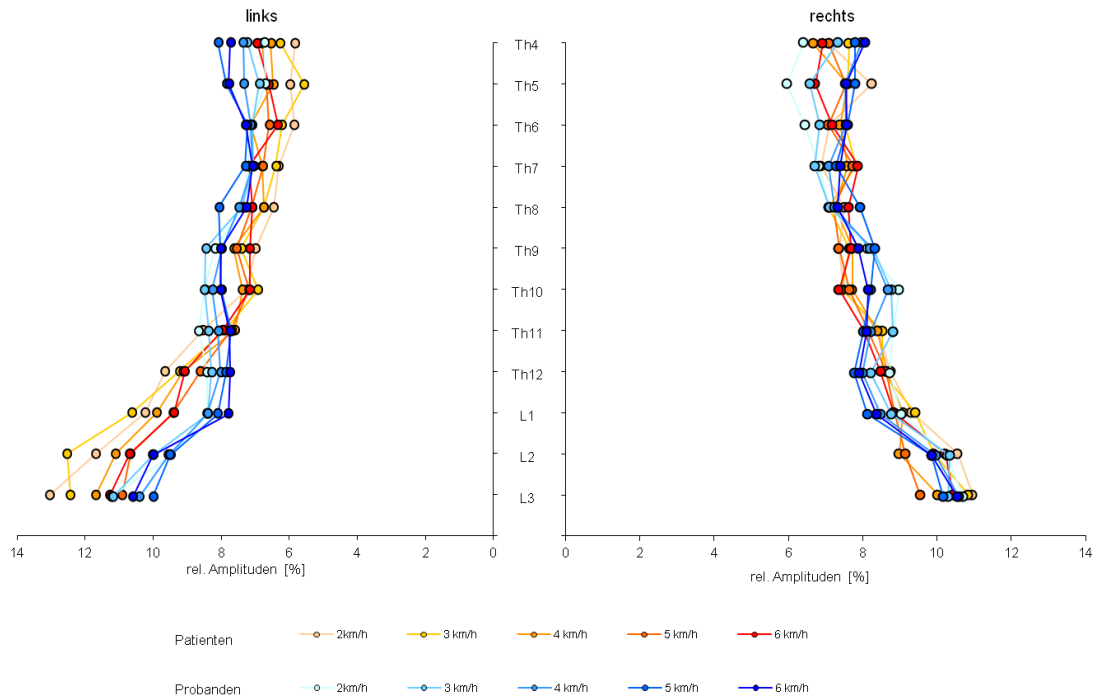


Abbildung 5.12: Intermuskuläre Koordination im kraneo-kaudalen Verlauf, farbkodiert für alle untersuchten Geschwindigkeiten, dargestellt ist der mittlere Anteil jeder Segmenthöhe am Gesamt-EMG in % jeweils seitengetrent für alle Patienten (n=20) und Probanden (n=29).

5.2.2.3 Relative Schwankungsbreite

Abbildung 5.14 zeigt die relativen Schwankungsbreiten farbkodiert für alle untersuchten Geschwindigkeiten. Das unter 5.2.1.3 beschriebene Muster mit höheren Werten im Lendenbereich und einem Abfall von L2 nach L3 zeigt sich in ähnlicher Weise auch für alle anderen Geschwindigkeiten.

Von 2 bis 4 km/h steigt die normierte Schwankungsbreite in allen Segmenten auf beiden Körperseiten kontinuierlich an. Bei 4 bzw. 5 km/h erreicht die Range jeweils ihr Maximum, Ausnahmen bilden die Segmente Th4 und Th5 rechts bzw. Th7 und Th8 links, hier wird die höchste relative Schwankungsbreite bei 6 km/h erreicht. Für alle anderen Segmente nimmt die Range beim Wechsel von 5 auf 6 km/h wieder ab. Im Gegensatz dazu zeigt sich bei den Probanden eine Zunahme der Range bis 6 km/h. Dabei ist jedoch der Anstieg von 5 auf 6 km/h wie Abbildung 5.15 darstellt, am niedrigsten ausgeprägt. Weiterhin kann man feststellen, dass die geschwindigkeitsabhängige Streuung der relativen Schwankungsbreiten bei den Probanden in allen

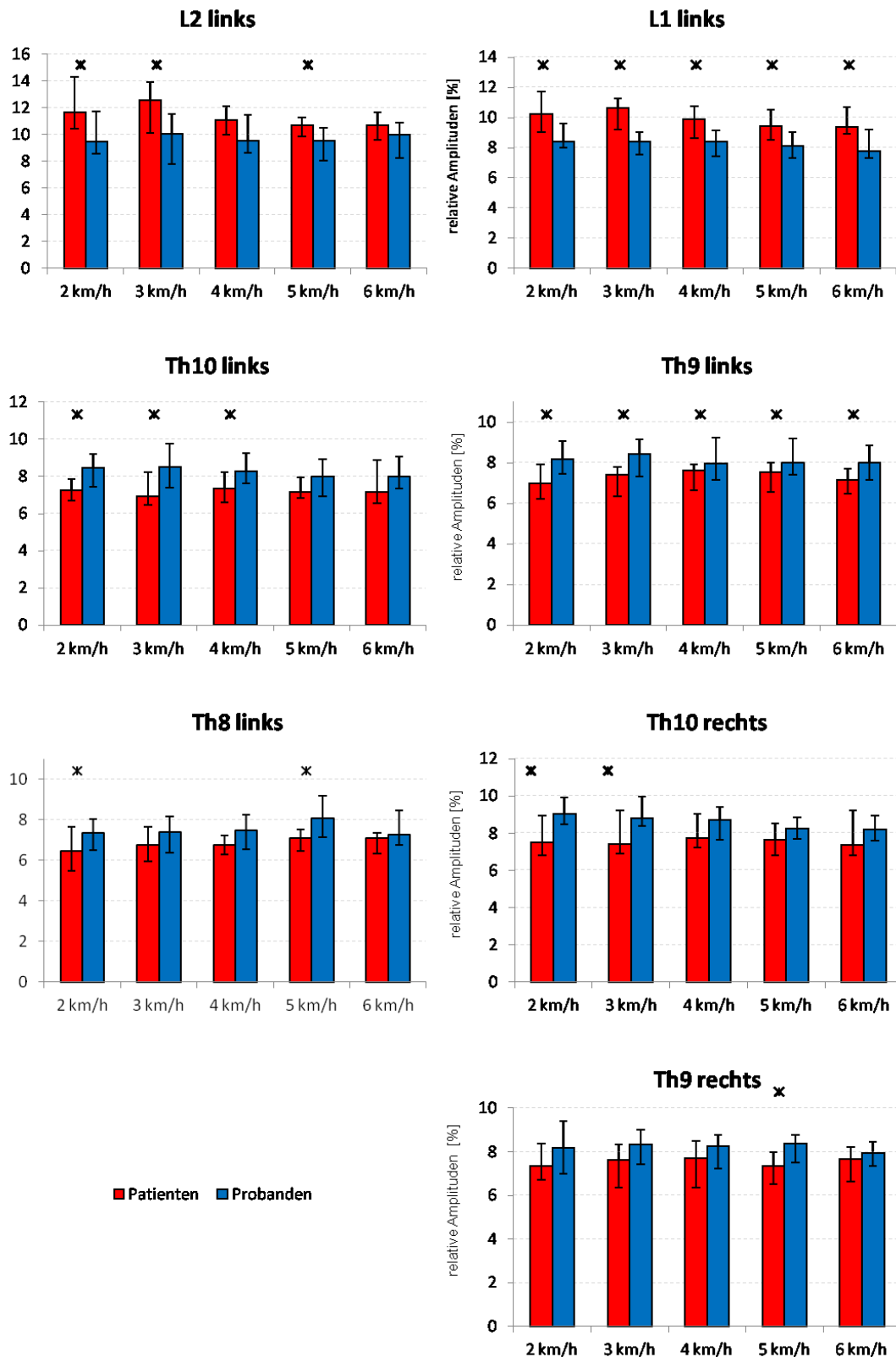


Abbildung 5.13: Geschwindigkeitsabhängige intermuskuläre Koordination für ausgewählte Segmente, dargestellt ist der jeweilige Anteil am Gesamt-EMG seitengetrent mit oberem und unterm Quartil, signifikante Unterschiede sind mit einem Stern markiert.

Segmenthöhen größer ist, so zeigt sich bei allen Patienten bei 2 km/h eine höhere Range im Vergleich zu den Gesunden. Andererseits sind die relativen Schwankungsbreiten der Probanden bei 6 km/h durchweg größer.

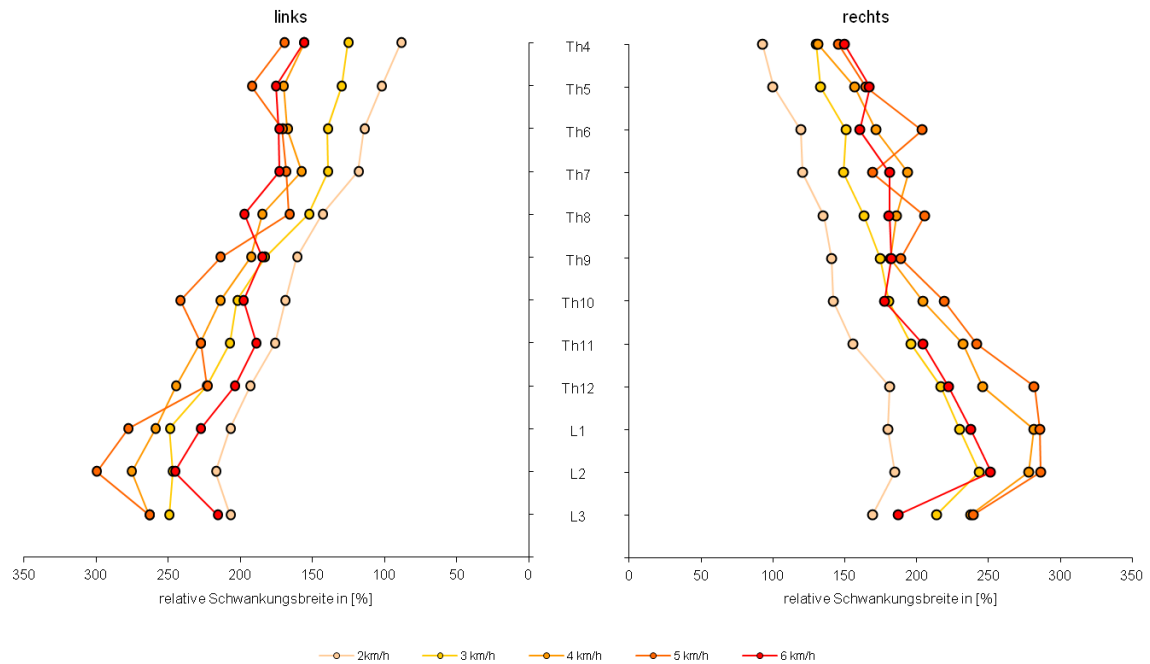


Abbildung 5.14: Relative Schwankungsbreite aller Patienten (n=20) im kranio-kaudalen Verlauf, farbkodiert für alle untersuchten Geschwindigkeiten

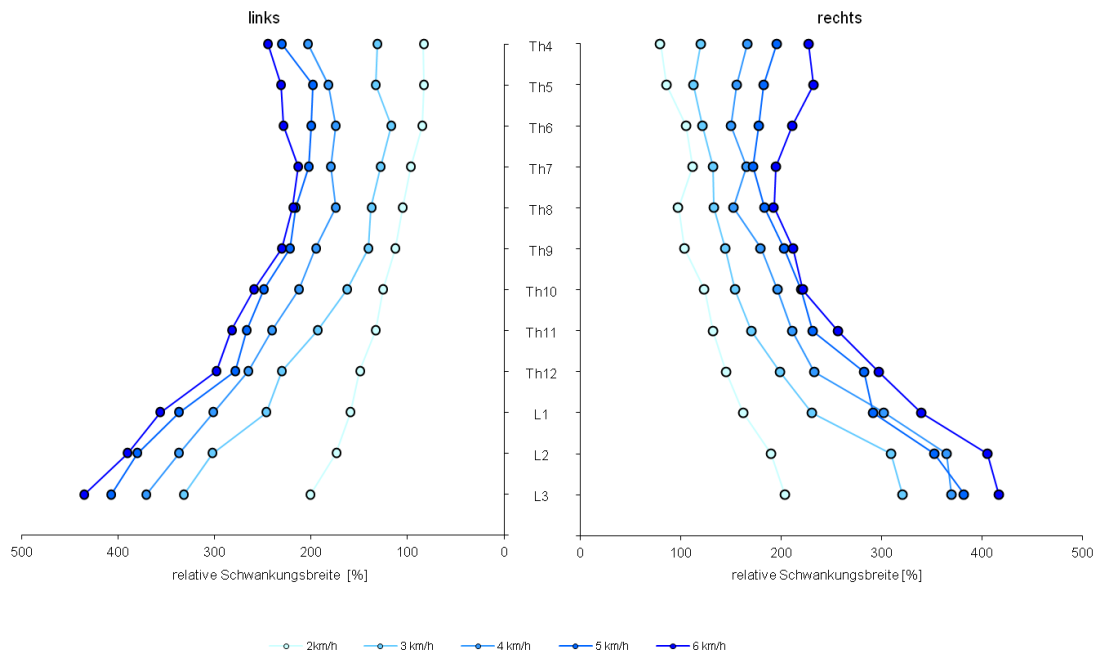


Abbildung 5.15: Relative Schwankungsbreite aller Probanden (n=29) im kranio-kaudalen Verlauf, farbkodiert für alle untersuchten Geschwindigkeiten

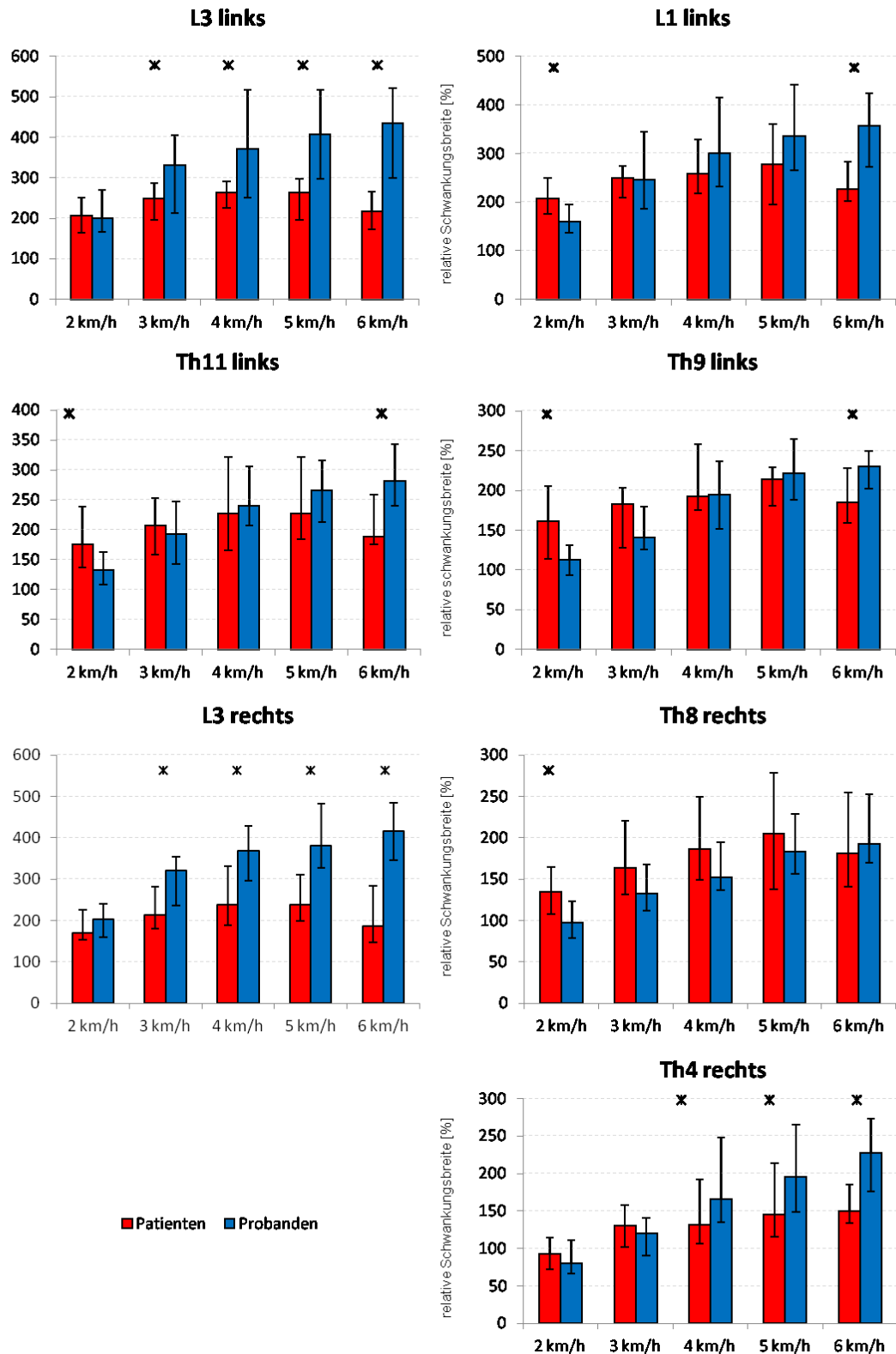


Abbildung 5.16: Geschwindigkeitsabhängige relative Schwankungsbreiten aller Patienten (n=20) und aller Probanden (n=29) für ausgewählte Segmente, dargestellt ist der jeweilige Median mit oberem und unterm Quartil, signifikante Unterschiede sind mit einem Stern markiert

Vergleicht man die normierte Schwankungsbreite in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit für ausgewählte Segmente genauer, so zeigt sich bei den Patienten wie oben bereits erwähnt bei 2 km/h eine zum Teil signifikant höhere Range (Abb.5.16). Dieser Sachverhalt kehrt sich bei 3 bzw. 4 km/h ins Gegenteil um. Bei 6 km/h zeigen die Patienten durchweg kleinere Schwankungsbreiten. Tabelle 9.2 (im Anhang) fasst alle Werte zusammen.

5.2.2.4 Seitendifferenzen

Für die Beschreibung der Seitendifferenzen ist es sinnvoll, die Segmenthöhen in drei Bereiche einzuteilen. Den mittleren Thorakalbereich von Th4 bis Th8, den unteren Thorakalbereich von Th8 bis Th12 und den Lumbalbereich von L1 bis L3.

Wie in Abbildung 5.18 dargestellt, zeigt sich im mittleren Thorakalbereich eine Linksverlagerung mit Erhöhung der Geschwindigkeit, wobei ab 5 km/h die linke Seite überwiegt. Eine Ausnahme findet sich bei Th7 Hier überwiegt auch bei 5 km/h noch die rechte Seite leicht. Ein anderes Muster ergibt sich im unteren Thorakalbereich. Dort überwiegt zwar bis 5 km/h, mit Ausnahme von Th11 und Th12, auch die rechte Seite, jedoch in wesentlich geringerem Ausmaß. Außerdem lässt sich mit höherer Geschwindigkeit keine kontinuierliche Linksverlagerung feststellen.

Im Lumbalbereich überwiegt in allen Geschwindigkeiten die linke Seite in ähnlichem Ausmaß, wie in niedrigen Geschwindigkeiten die rechte Seite in den mittleren Thorakalsegmenten überwiegt. Auch im Lendenbereich zeigt sich kein einheitliches Muster, was die Seitenverschiebung in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit betrifft. Beim Vergleich der prozentualen Seitendifferenzen der Patienten (-23 bis +16) mit denen der Probanden (-11 bis +10) in allen untersuchten Geschwindigkeiten, ergibt sich für die Patienten eine wesentlich größere Streuung. So sind bei den Gesunden im mittleren Thorakalbereich kaum Seitendifferenzen nachweisbar. In Höhe der unteren Thorakalsegmente und im Lendenbereich überwiegt bei den Probanden im Gegensatz zu den Patienten die rechte Seite mit Ausnahme von L3, allerdings in wesentlich geringerem Ausmaß, verglichen mit dem Überwiegen der linken Körperseite in der Patientengruppe (Abbildung 5.18).

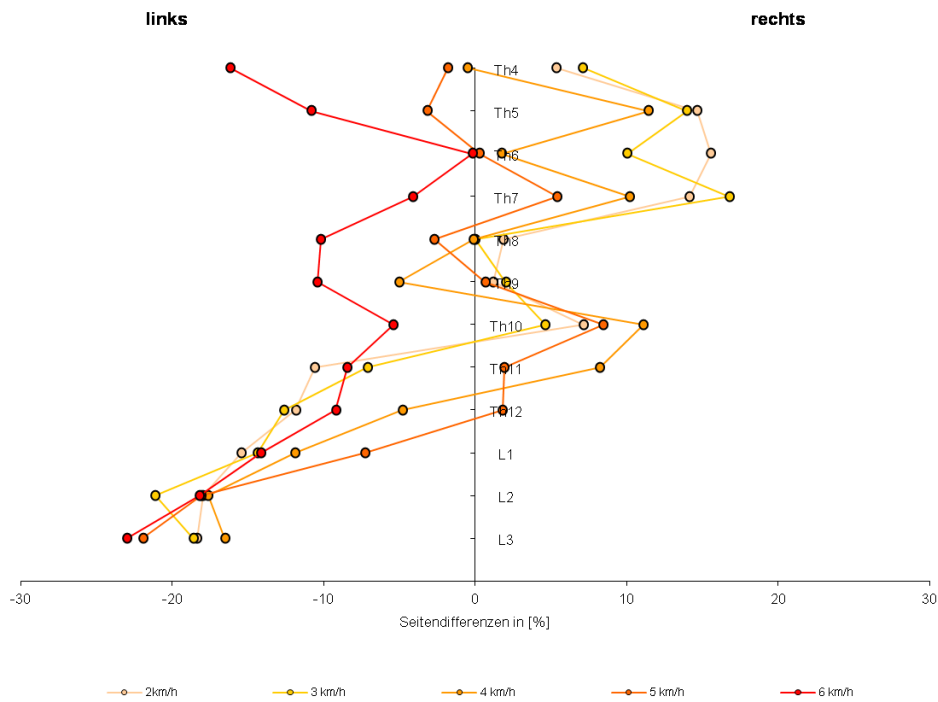


Abbildung 5.17: Seitendifferenzen in % im kranio-kaudalen Verlauf für alle Patienten (n=20) farbkodiert für alle untersuchten Geschwindigkeiten, dargestellt ist jeweils der Median.

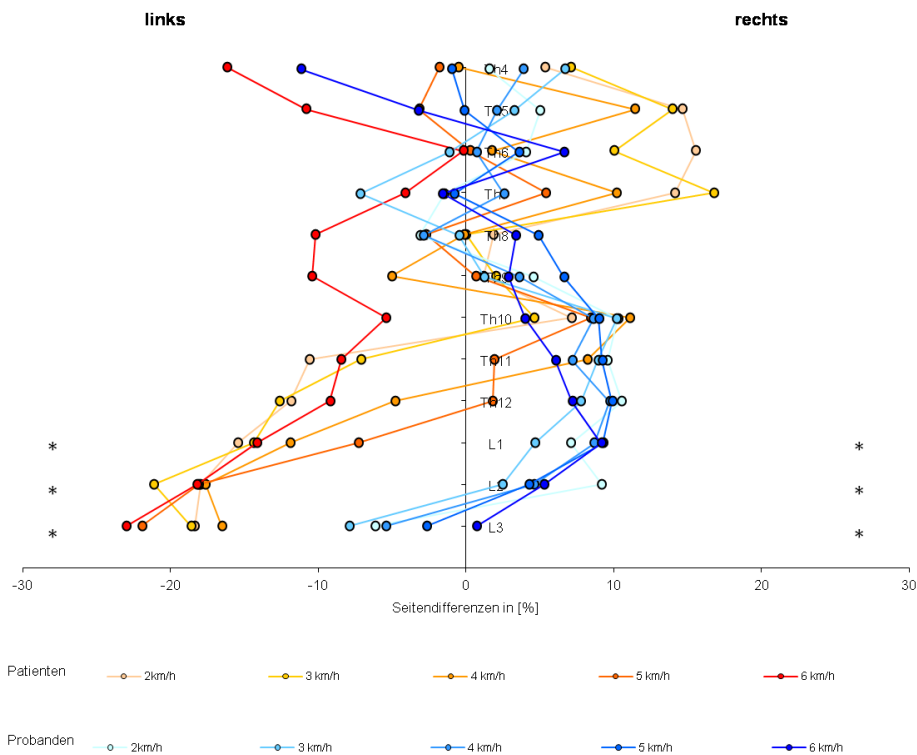


Abbildung 5.18: Seitendifferenzen in % für alle Patienten (n=20) und alle Probanden (n=29) farbkodiert für alle untersuchten Geschwindigkeiten, dargestellt ist jeweils der Median, signifikante Unterschiede sind mit einem Stern markiert.

5.3 ZEITABHÄNGIGE BETRACHTUNG

5.3.1 AKTIVITÄTSCHARAKTERISTIKA DER PARAVERTEBRALEN MUSKULATUR IM KRANIO-KAUDALEN VERLAUF INNERHALB EINER AUSGEWÄHLTEN GEHGESCHWINDIGKEIT

In diesem Abschnitt werden die absoluten OEMG-Amplitudenverlaufskurven, die normierten Amplitudenverläufe, die Seitendifferenzen und die intermuskuläre Koordination im kranio-kaudalen Verlauf (Th4 bis L3) im Bezug zum normierten Schritt betrachtet. Die Graphiken veranschaulichen die Verlaufsmuster jeweils seitengetrennt. Sie beginnen mit dem linken Fersenaufsatz, sodass die Charakteristika für die rechte Körperseite um einen halben Gangzyklus verschoben dargestellt sind. Exemplarisch wurde für alle Parameter eine Gehgeschwindigkeit von 3 km/h gewählt.

5.3.1.1 OEMG-Amplitudenverlaufskurven im Bezug zum normierten Schritt

Abbildung 5.19 stellt die OEMG-Amplituden im kranio-kaudalen Verlauf als absolute Amplitudenverlaufskurven für die Segmente Th4, Th7, Th10, L1 und L3 dar. In allen Segmenthöhen zeigt sich ein ähnlicher Verlauf, mit mehr oder weniger stark ausgeprägten Amplitudenspitzen während des Anhebens des kontralateralen Fußes (links: 12-18%; rechts: 62,5-68%), bzw. zu Beginn der mittleren Standphase, weiterhin während des initialen Fersenkontaktes des kontralateralen Fußes (links: 51-53%; rechts: 0,5-4%) und am Beginn der terminalen Schwungphase (links: 85-89%, rechts: 35-37,5%). Gleiches zeigt sich um 50% verschoben auf der rechten Seite.

Der Amplitudenpeak zum Zeitpunkt des initialen Bodenkontaktes des kontralateralen Fußes steigt im kranio-kaudalen Verlauf von Th4 bis L2 an, sinkt dann für L3 wieder leicht ab (Abbildung 5.20). Das lokale Maximum am Beginn der mittleren Standphase ist dem gegenüber in allen Segmenthöhen vergleichbar hoch ausgeprägt (10-20 μ V), ebenso die lokale Amplitudenspitze in der mittleren Schwungphase (15-28 μ V). Ab L2 zeigt sich ein weiterer Amplitudenpeak zum Zeitpunkt des ipsilateralen Fersenaufsatzes (links: 0%; rechts: 50%).

In der Stoßdämpferphase, der mittleren und terminalen Standphase, sowie der initialen Schwungphase finden sich für alle Segmenthöhen niedrige Amplitudenniveaus. Eine Ausnahme bildet L1 bis L3, hier stellen sich erhöhte Amplitudenwerte in der initialen Schwungphase (links: 62-65%; rechts: 12,5 -14%) dar.

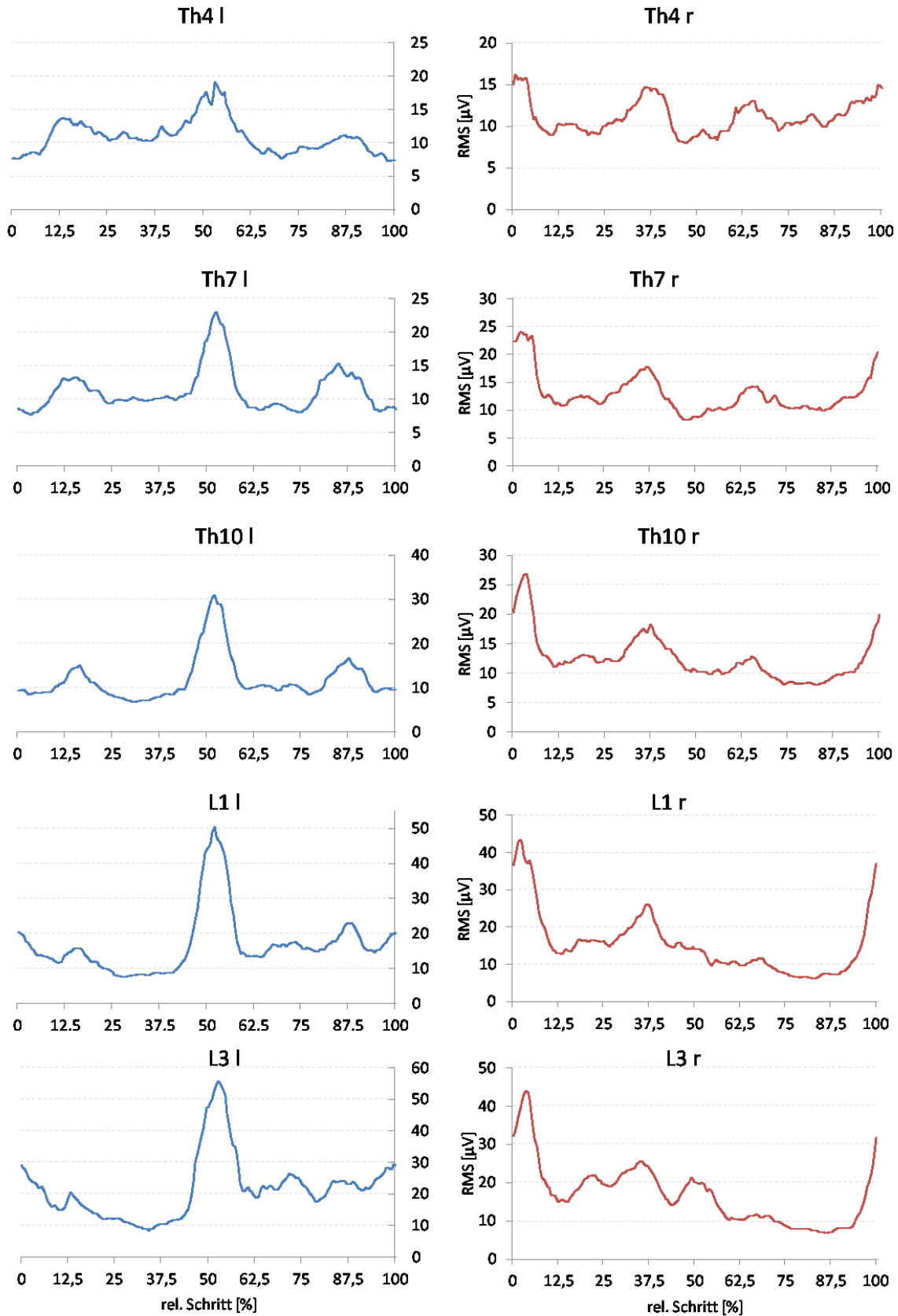


Abbildung 5.19: Mittlere Amplitudenverlaufskurven im kranio-kaudalen Verlauf der Patienten (n=20) im Bezug zum normierten Schritt bei 3 km/h. Dargestellt sind jeweils die Mediane der linken (l) und rechten (r) Körperseite, ausgewählt sind Th4, Th7, Th10, L1 und L3.

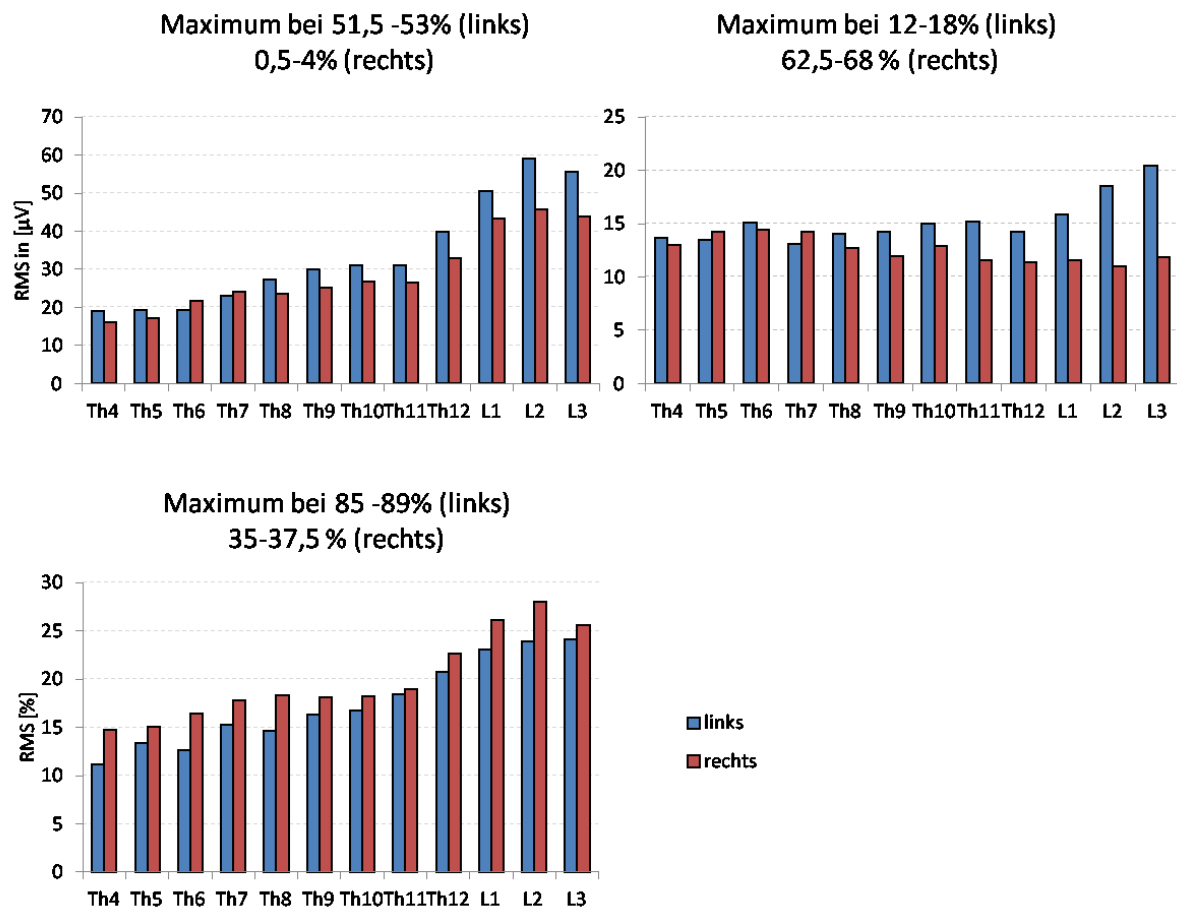


Abbildung 5.20: Niveau der Amplitudenspitzen im kranio-kaudalen Verlauf

Abbildung 5.21 und 5.22 zeigen farbkodierte Aktivitätsmuster jeweils seitengetrennt für die Patienten und Probanden im Bezug zum normierten Schritt. Je nach der Höhe des Amplitudenniveaus, stellt sich ein Verlauf von grün über gelb nach rot dar, wobei grün einer niedrigen und rot einer hohen Aktivität zugeordnet wurde. Da die Farbkodierung getrennt für jede Körperseite und für Probanden bzw. Patienten erfolgte, sind die Farbnuancen vergleichbar, da absolute Niveauunterschiede ausgeblendet sind. Für jeden der 201 Einzelwerte pro Segmenthöhe wurde ein U-Test durchgeführt, um signifikante Abweichungen zu detektieren. Das Ergebnis ist im dritten Teil der Graphik veranschaulicht.

Betrachtet man die Aktivitätsmuster, fallen einige Unterschiede auf: In der Stoßdämpferphase (links: 0-12%, rechts: 50-62%) zeigen sich in der Patientengruppe von Th4 bis Th12 vergleichsweise niedrigere Aktivitätsniveaus. Das lokale Maximum am Beginn der mittleren Standphase ist in der Operiertengruppe links in allen Segmenthöhen zu finden. Bei den Probanden nur von Th4 bis Th12.

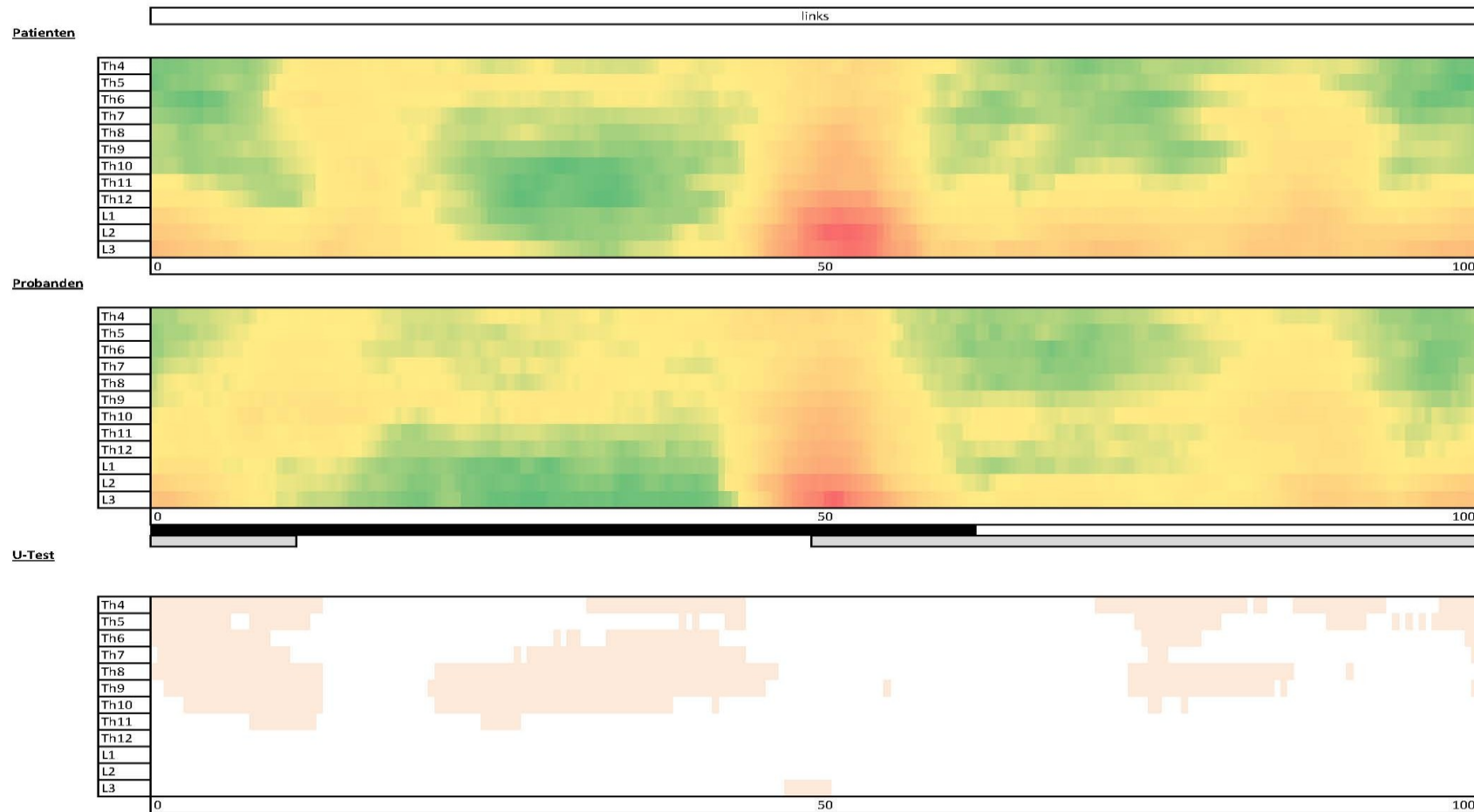


Abbildung 5.21: Absolute Amplitudenverlaufskurven im kranio-kaudalen Verlauf der linken Körperseite farbkodiert (grün: niedrige Aktivität, gelb: mittlere Aktivität, rot: hohe Aktivität) im Bezug zum normierten Schritt für Patienten (n=20) und Probanden (n=29) bei 3 km/h. Schwarzer Balken: Bodenkontakt des Referenzbeines, grauer Balken: Bodenkontakt des kontralateralen Beines. Im unteren Teil sind alle Bereiche in denen sich signifikante Unterschiede (U-Test) zeigen, rosa markiert.

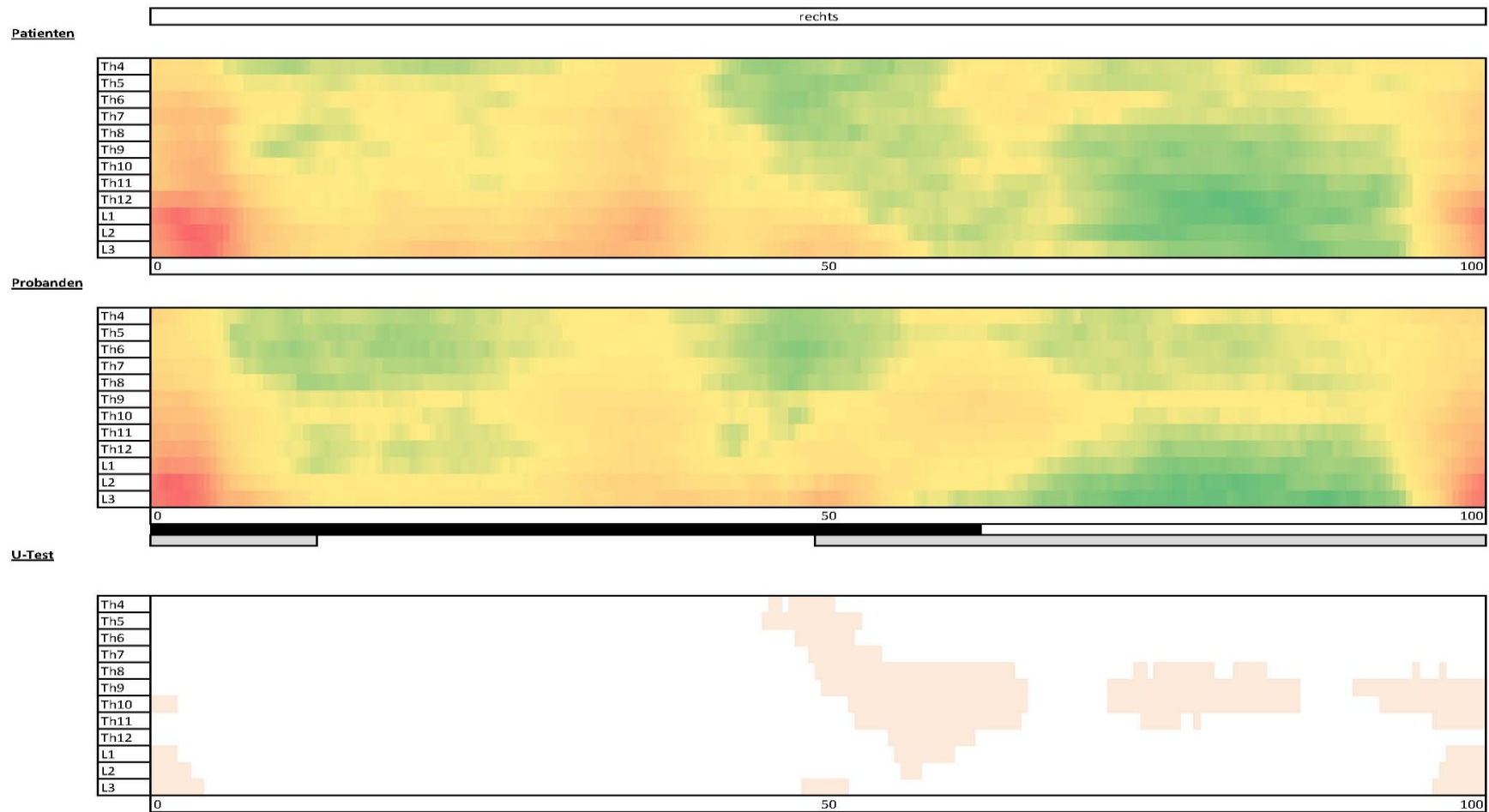


Abbildung 5.22: Absolute Amplitudenverlaufskurven im kranio-kaudalen Verlauf der rechten Körperseite farbkodiert (grün: niedrige Aktivität, gelb: mittlere Aktivität, rot: hohe Aktivität) im Bezug zum normierten Schritt für Patienten (n=20) und Probanden (n=29) bei 3 km/h. Schwarzer Balken: Bodenkontakt des Referenzbeines, grauer Balken: Bodenkontakt des kontralateralen Beines. Im unteren Teil sind alle Bereiche in denen sich signifikante Unterschiede (U-Test) zeigen, rosa markiert.

Auf der rechten Körperseite ist dieser Unterschied nicht nachweisbar. Hier zeigen sich sogar bei den Probanden zum Teil signifikant erhöhte Aktivitäten.

Außerdem zeigen sich bei den Patienten reduzierte Amplitudenniveaus zum Ende der mittleren und zu Beginn der terminalen Standphase von Th6 bis L3, in der gesunden Vergleichsgruppe nur von Th11 bis L3, wobei die niedrigsten Niveaus bei den Patienten von Th10 bis L1 und bei den Gesunden von L1 bis L3 zu finden sind. Im Bereich des kontralateralen Fersenaufsatzes zeigt sich bei den Patienten ein vergleichsweise zeitlich längeres und unter Berücksichtigung der beteiligten Segmente, räumlich weiter ausgedehntes Maximum. Hier stellen sich in der Patientengruppe sehr hohe Aktivitäten von L3 bis L1 und von 48-55%, bei den Gesunden nur L1 von 51-53% dar. Auf der rechten Körperseite ist dieser Unterschied weniger stark ausgeprägt.

Während der initialen und mittleren Schwungphase finden sich in der Patientengruppe vergleichsweise niedrigere Amplitudenniveaus in den thorakalen Segmenten (Th4 bis Th10) und erhöhte im Bereich des thorakolumbalen Übergangs und im Lendenbereich (Th12 bis L3).

Der oben beschriebene lokale Peak beim Übergang von der mittleren zur terminalen Schwungphase ist in der gesunden Vergleichsgruppe weniger stark ausgeprägt. Weiterhin erreichen die Amplitudenniveaus in den Segmenthöhen Th4 und Th5 in der terminalen Schwungphase bei den Operierten signifikant niedrigere Werte.

5.3.1.2 Relative OEMG-Amplitudenverlaufskurven im Bezug zum normierten Schritt

Um die Koordinationscharakteristika der Patienten besser mit denen der Probanden vergleichen zu können, wurden die OEMG-Amplitudenverlaufskurven auf das jeweils vorkommende Maximum normiert. Exemplarisch sind in Abbildung 5.23 die relativen Verlaufskurven für Th4, Th7, Th10, L1 und L3 bei 3 km/h veranschaulicht. Das unter 5.3.1.1 beschriebene Verlaufsmuster der Patienten wird bei der Betrachtung der normierten Amplitudenverlaufskurven deutlicher sichtbar. So zeigen sich lokale Amplitudenspitzen zu Beginn der mittleren Standphase (links: 12-18%; rechts: 62,5 bis 68%), zum Zeitpunkt des initialen Bodenkontaktes der kontralateralen Ferse (links: 51,5 -53%; rechts: 0,5-4%) und zu Beginn der terminalen Schwungphase (links: 85-89%; rechts: 35-37,5%). Das von kranial nach kaudal entstehende Maximum zum Zeitpunkt des ipsilateralen Fersenaufsatzes (links: 98,5-2%; rechts: 49,5-51%) zeigt sich schon ab Th10. Die erhöhten Aktivitätsniveaus in der initialen

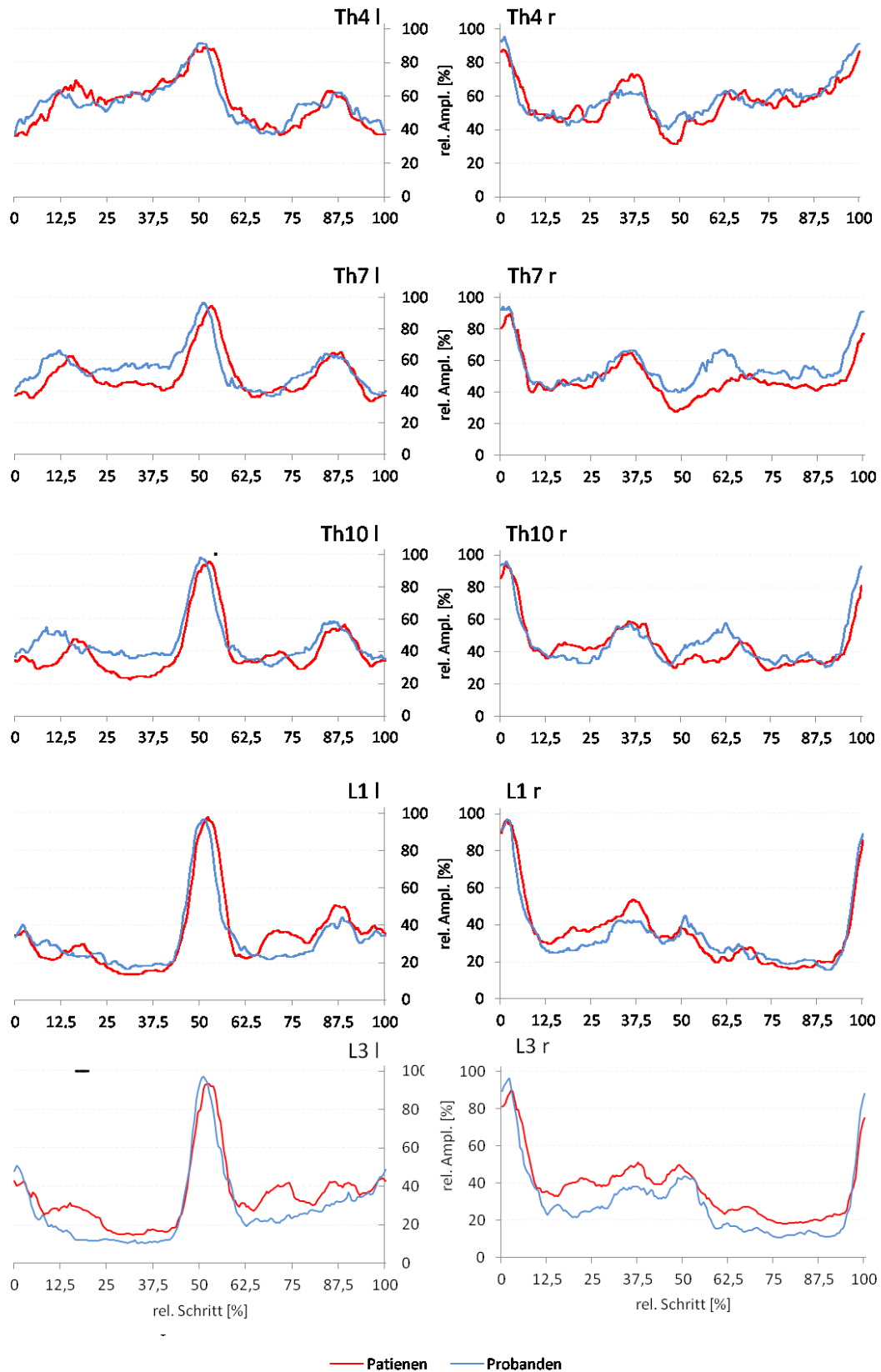


Abbildung 5.23: Normierte Amplitudenverlaufskurven im kranio-kaudalen Verlauf der Patienten (n=20) und Probanden (n=29) im Bezug zum normierten Schritt bei 3 km/h. Dargestellt sind jeweils die Mediane der linken (l) und rechten (r) Körperseite, ausgewählt sind Th4, Th7, Th10, L1 und L2. Signifikante Unterschiede (U-Test) sind mit einem schwarzen Balken markiert.

Schwungphase (links:72-74%; rechts: 21-23,5%) sind schon ab Th7 sichtbar. Wie auch beim Verlauf der absoluten RMS-Kurven, treten zum Ende der mittleren und zum Beginn der terminalen Standphase (links:25-37,5%; rechts:75-87,5%) niedrigere Aktivitätsniveaus auf.

Das Maximum während des initialen Bodenkontaktes des kontralateralen Fußes zeigt sich bei Probanden und Patienten in ähnlichem Maße. Anders die lokale Amplitudenspitze zu Beginn der mittleren Standphase. Diese ist bei den Probanden nur von Th4 bis Th9 ähnlich hoch, allerdings zurückverlagert zu finden. Ab Th10 zeigen sich bei den Gesunden vergleichsweise niedrige Aktivitätsniveaus, welche bei L3 sogar signifikant werden. Ähnlich verhält es sich mit dem lokalen Amplitudenpeak am Beginn der terminalen Schwungphase. Dieses zeigt von Th4 bis Th10 in beiden Gruppen ein vergleichbares Niveau, nimmt dann in der gesunden Vergleichsgruppe nach L3 hin ab, bleibt jedoch bei den Operierten bis L3 erhalten.

Die lokal erhöhten Aktivitätswerte in der initialen Schwungphase, welche sich in der Patientengruppe ab Th9 zeigen, sind bei den Probanden nicht nachweisbar. Das ab Th11 entstehende lokale Maximum zum Zeitpunkt des linken Fersenaufsatzes ist in beiden untersuchten Gruppen vorhanden. Die reduzierten Aktivitätsniveaus zum Ende der mittleren und Beginn der terminalen Standphase sind bis auf Th4 und L3 in der Patientengruppe niedriger ausgeprägt.

5.3.1.3 Seitendifferenzen im Verlauf des normierten Schrittes

Abbildung 5.24 veranschaulicht die prozentualen Seitendifferenzen im kranio-kaudalen Verlauf im Bezug zum normierten Schritt exemplarisch für Th4, Th7, Th9, Th12 und L1 bei 3 km/h. Negative Werte zeigen ein Überwiegen der linken Körperseite an.

In den Segmenthöhen Th4 bis Th12 zeigt sich ein weitgehend vergleichbares Muster. So tritt zum Zeitpunkt des linken Fersenaufsatzes (0-4%) ein deutliches Überwiegen der rechten und während des rechten Fersenaufsatzes (52-55%) der linken Körperseite auf. Diese erwähnten Peaks verschieben sich im kranio-kaudalen Verlauf nach vorn.

Zu Beginn der mittleren Standphase (12-20%) überwiegt in allen Segmenthöhen die linke Seite leicht, eine Ausnahme bilden Th5, Th11 und Th12, hier stellen sich in dieser Phase nahezu ausgeglichene Seitendifferenzen dar.

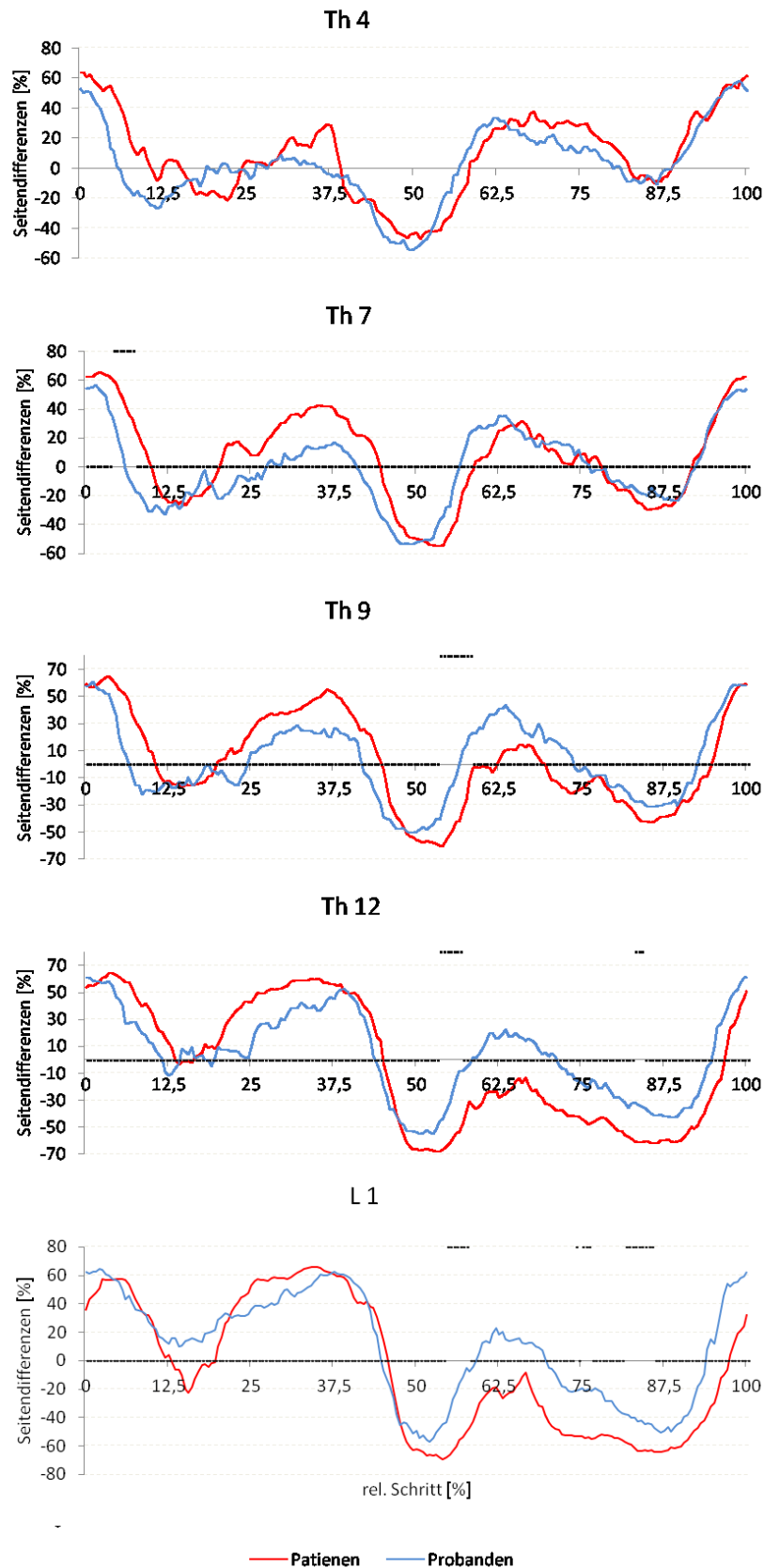


Abbildung 5.24: Relative Seitendifferenzen in % im kranio-kaudalen Verlauf der Patienten (n=20) und Probanden (n=29) im Bezug zum normierten Schritt bei 3 km/h. Dargestellt sind die Mediane, negative Werte zeigen ein Überwiegen der linken und positive ein Überwiegen der rechten Körperseite. Signifikante Unterschiede (U-Test) sind mit einem schwarzen Balken markiert.

Ab dem Ende der mittleren bis zum Beginn der terminalen Standphase (20-40%) überwiegt die rechte Körperseite deutlich, wobei die prozentuale Seitendifferenz von ca. 20% in Höhe von Th4 auf bis zu 60% in L2 ansteigt.

Dem schließt sich ab ca. 40 bis 45% eine erneute Verlagerung zum Überwiegen der linken Seite an. Zum Zeitpunkt des initialen Bodenkontaktes (50-55%) der rechten Ferse wird wie oben erwähnt ein Peak erreicht. Ab diesem zeigt sich die gleiche Charakteristik wie oben beschrieben, nur an der x-Achse gespiegelt, also seitenverkehrt. So findet sich von 60-70% des relativen Schrittes in den Segmenthöhen Th4 bis Th11 ein Überwiegen der rechten Seite. Von Th12 bis L3 findet in diesem Zeitraum zwar eine Rechtsverlagerung statt, jedoch kommt es nicht zum Überwiegen der rechten Seite. Insgesamt stellt sich von kranial nach kaudal eine Linksverlagerung der Seitendifferenzen dar. In der mittleren Schwungphase überwiegt die linke Seite in allen Segmenten. Der Umschlagzeitpunkt von rechts nach links verschiebt sich im kranio-kaudalen Verlauf von 82% bei Th4 nach 70% bei Th10 zurück. Von Th11 bis L3 kommt es in der gesamten zweiten Hälfte des Gangzyklus nicht zum Überwiegen der rechten Seite.

Zum Vergleich der Patienten- mit der Probandengruppe sind in Abbildung 5.24 auch die Verläufe der Seitendifferenzen der gesunden Vergleichsgruppe im Bezug zum normierten Schritt dargestellt. Es zeigt sich in der Probandengruppe ein ähnlicher phasenhafter Verlauf, welcher sich um ca. 3% nach vorn verlagert darstellt. Die prozentualen Peaks in der Vergleichsgruppe sind geringer ausgeprägt, so dass man von einer balancierteren Seitenverteilung ausgehen kann.

Für jeden der 201 Werte pro Segmenthöhe kam ein U-Test zur Detektierung signifikanter Unterschiede zur Anwendung. Diese zeigen sich in der Stoßdämpferphase (Th6 und Th7). Hier ist das Überwiegen der rechten Seite in der Patientengruppe erhöht, in der Vorschwungphase (Th8 bis L1) und in der mittleren Schwungphase (Th12 und L1). Dort zeigen die Patienten ein erhöhtes Überwiegen der linken Körperseite (Abbildung 5.24).

Abbildung 5.25 veranschaulicht den Verlauf der Seitendifferenzen im Bezug zum normierten Schritt für alle Segmenthöhen getrennt für Patienten und Probanden als Farbverlauf. Je dunkler das blau umso stärker überwiegt links, je dunkler das rot umso vorherrschender ist die rechte Seite. Die jeweils dunkelste Farbnuance ist mit wenigen Ausnahmen (L3 zu Beginn der terminalen Schwungphase), ausschließlich in

der Patientengruppe zu finden. Vor allem in Bereichen des sehr starken Überwiegens einer Seite finden sich die signifikanten Unterschiede.

5.3.1.4 Intermuskuläre Koordination im Verlauf des normierten Schrittes

Zur Ermittlung der intermuskulären Koordination, wurde an jedem der 201 Einzelzeitpunkte für jede Segmenthöhe der prozentuale Anteil am Gesamt-EMG einer Körperseite berechnet. Abbildung 5.26 und 5.27 veranschaulichen diese Anteile als Farbverlauf seitengetrennt, wobei kleinen Anteilen grün, mittleren gelb und großen rot zugeordnet wurde.

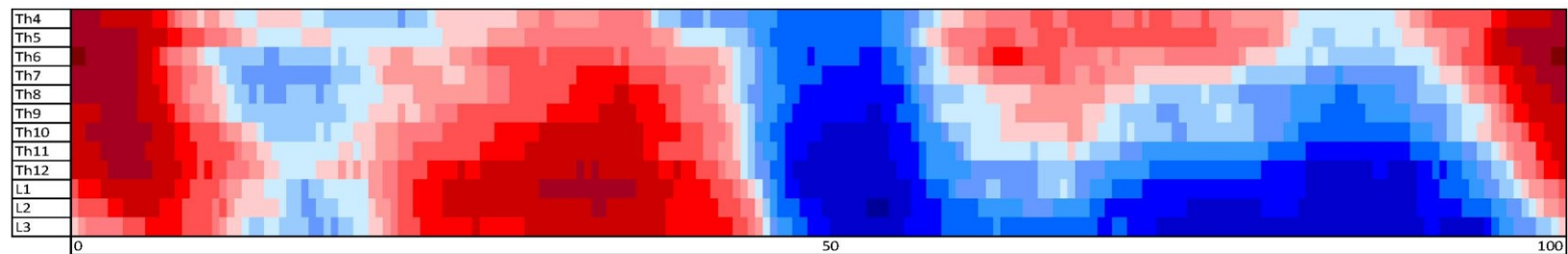
Es ist zu erkennen, dass die kaudalen Segmenthöhen größere Anteile beitragen und sich nach kranial bis Th10 eine Reduzierung der relativen Amplituden zeigt. Für Th10 bis Th4 bleiben die prozentualen Anteile in etwa gleich. In den einzelnen Segmenthöhen stellt sich ein meist kontinuierliches Niveau der relativen Amplituden, mit leicht erhöhten Werten zu den Zeitpunkten der Fersenaufsätze (0 und 50%) von Th11 bis L3 dar. Von Th4 bis Th9 finden sich erhöhte Niveaus in der mittleren Standphase (links: 25-36%; rechts: 75-87,5%).

Betrachtet man die intermuskuläre Koordination der Probanden, so zeigen sich die Anteile im Verlauf des normierten Schrittes variabler, mit zum Teil signifikant niedrigeren relativen Amplituden in der mittleren und terminalen Standphase (links: 12,5 - 37%; rechts: 62-87%) von Th12 bis L3 (Abbildung 5.26 und 5.27). Dem gegenüber finden sich in Höhe von Th8 bis Th10 in dieser Phase erhöhte Werte in der gesunden Vergleichsgruppe.

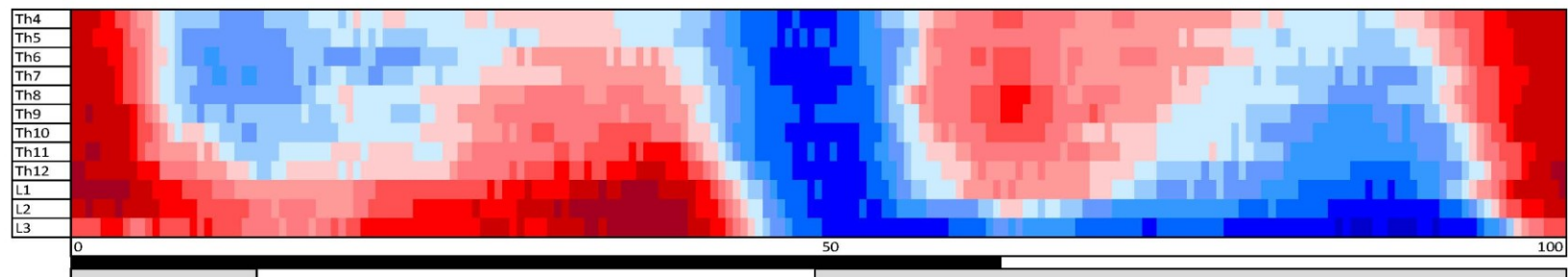
Ähnliches zeigt sich in der mittleren und terminalen Schwungphase (links: 60-90%; rechts: 7-45%). Hier finden sich in den lumbalen Segmenthöhen Th12 bis L3 erhöhte und von Th8 bis Th10 erniedrigte Anteile am Gesamt-EMG in der Patientengruppe. Insgesamt sind die Unterschiede auf der rechten Seite weniger stark ausgeprägt und sehr viel seltener signifikant.

Insgesamt kann man feststellen, dass im Thorakalbereich (Th4-Th8) höhere Anteile in der Standphase, im thorakolumbalen Übergang vergleichbar hohe relative Amplitudenwerte in der Stand- und Schwungphase und im Lumbalbereich höhere Anteile am Gesamt-EMG in der Schwungphase erreicht werden. Dies ist in der Probandengruppe deutlicher ausgeprägt.

Patienten



Probanden



U-Test

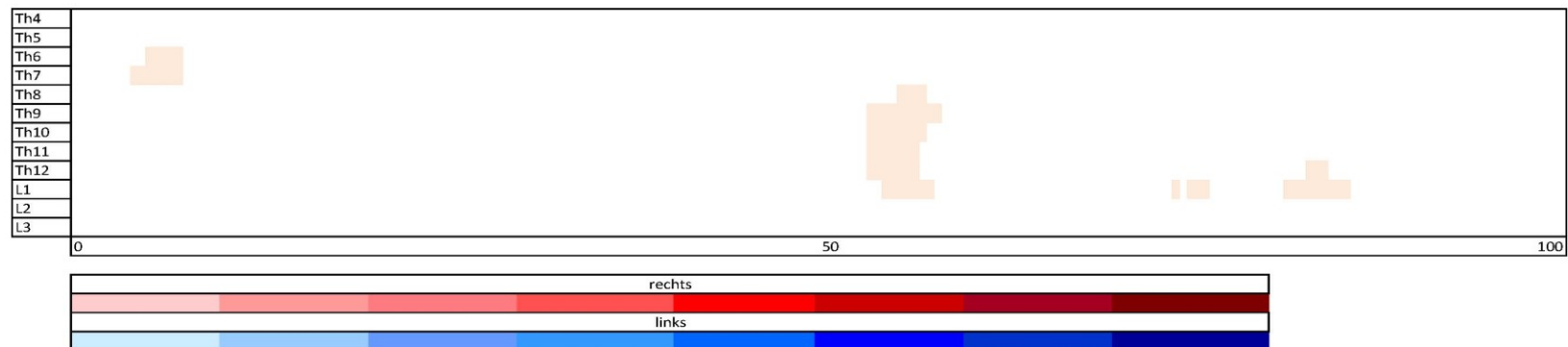


Abbildung 5.25: Prozentuale Seitendifferenzen im krano-kaudalen Verlauf als Farbverlauf im Bezug zum normierten Schritt für Patienten (n=20) und Probanden (n=29) bei 3 km/h. Die dunkler werdenden Farben zeigen die Höhe des prozentualen Überwiegens einer Seite (blau=links, rot=rechts) an. Schwarzer Balken: Bodenkontakt des Referenzbeines, grauer Balken: Bodenkontakt des kontralateralen Beines. Im unteren Teil sind alle Bereiche in denen sich signifikante Unterschiede (U-Test) zeigen, rosa markiert

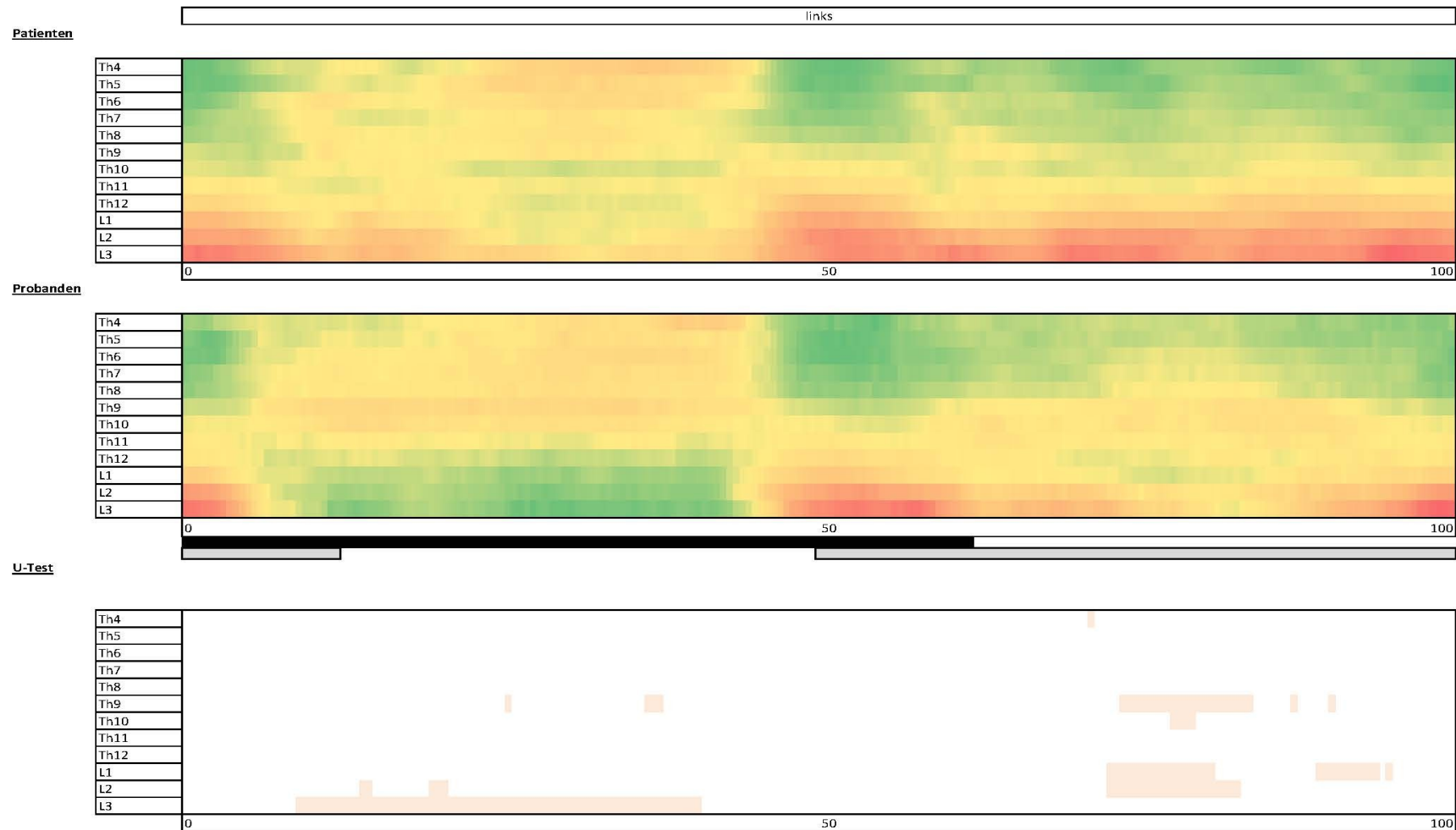


Abbildung 5.26: Intermuskuläre Koordination als prozentualer Anteil am Gesamt-EMG links im Bezug zum normierten Schritt bei 3 km/h für Patienten (n=20) und Probanden (n=29). Niedrigen Amplitudenniveaus ist grün und hohen rot zugeordnet. Schwarzer Balken: Bodenkontakt des Referenzbeines, grauer Balken: Bodenkontakt des kontralateralen Beines. Im unteren Teil sind alle Bereiche in denen sich signifikante Unterschiede (U-Test) zeigen, rosa markiert.

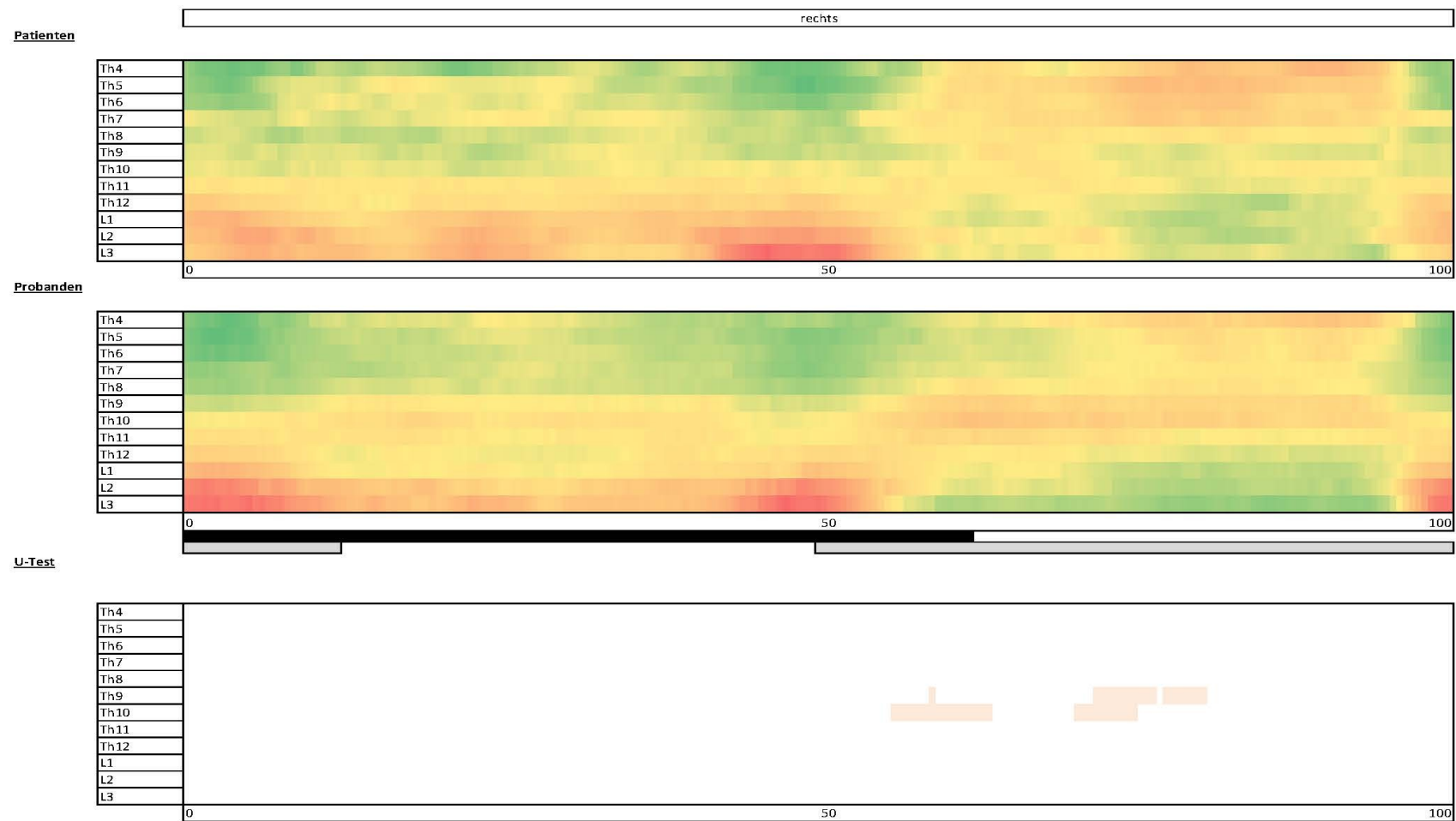


Abbildung 5.27: Intermuskuläre Koordination als prozentualer Anteil am Gesamt-EMG rechts im Bezug zum normierten Schritt bei 3 km/h für Patienten (n=20) und Probanden (n=29). Niedrigen Amplitudenniveaus ist grün und hohen rot zugeordnet. Schwarzer Balken: Bodenkontakt des Referenzbeines, grauer Balken: Bodenkontakt des kontralateralen Beines. Im unteren Teil sind alle Bereiche in denen sich signifikante Unterschiede (U-Test) zeigen, rosa markiert.

5.3.2 AKTIVITÄTSCHARAKTERISTIKA DER PARAVERTEBRALEN MUSKULATUR IM KRANIO-KAUDALEN VERLAUF INNERHALB ALLER UNTERSUCHTEN GEHGESCHWINDIGKEITEN

Im Folgendem werden die absoluten OEMG-Amplitudenverlaufskurven, die normierten Amplitudenverläufe und die Seitendifferenzen im kranio-kaudalen Verlauf (Th4 bis L3) für alle untersuchten Gehgeschwindigkeiten (2-6 km/h) im Bezug zum normierten Schritt dargestellt. Die Abbildungen veranschaulichen die Verlaufscharakteristika jeweils seitengetrennt. Sie beginnen mit dem linken Fersenaufsatz, sodass die Muster für die rechte Körperseite um einen halben Gangzyklus verschoben sind.

5.3.2.1 OEMG-Amplitudenverlaufskurven innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten

Abbildung 5.28 veranschaulicht die absoluten RMS-Verlaufskurven der Patienten im Bezug zum relativen Schritt für alle untersuchten Gehgeschwindigkeiten. Exemplarisch sind Th4, Th7, Th10, L1 und L3 dargestellt.

Es wird deutlich, dass das unter 5.3.1.1 beschriebene Verlaufsmuster für alle Geschwindigkeiten erhalten bleibt. So finden sich Amplitudenspitzen während des Anhebens des kontralateralen Fußes bzw. zu Beginn der mittleren Standphase (links: 12-18%; rechts: 62,5-68%), zum Zeitpunkt des initialen Bodenkontaktes der kontralateralen Ferse (links: 51-53%; rechts: 0,5-4%) und am Beginn der terminalen Schwungphase (links: 85-89%; rechts: 35-37,5%). Diese beschriebenen Amplitudenpeaks wachsen mit zunehmender Geschwindigkeit an, wobei sich die größte Zunahme beim Wechsel von 5 nach 6 km/h darstellt. Weiterhin kann man mit zunehmender Geschwindigkeit eine stetige Rückverlagerung des Startpunktes der Amplitudenspitze zum Zeitpunkt des Fersenkontaktes des kontralateralen Fußes von 49% bei 2 km/h nach 41,5% bei 6 km/h feststellen. Ähnlich verhält es sich mit der Amplitudenspitze zu Beginn der mittleren Standphase. Hier verlagert sich der Beginn von 11,5 bei 2 nach 6% bei 6 km/h. Da sich die Endpunkte der Maxima nicht in dem Maße zurückverlagern, werden die Amplitudenspitzen mit zunehmender Geschwindigkeit breiter, was sich in Abbildung 5.28, 5.29 und 5.30 zeigt.

Die in Abschnitt 5.2.1.1 beschriebenen lokal erhöhten Amplitudenwerte in der initialen Schwungphase (links: 62-65%; rechts: 12,5 -14%) von L1 bis L3 sind ab 5 km/h in allen Segmenthöhen nachweisbar und bei 6 km/h besonders stark ausgeprägt.

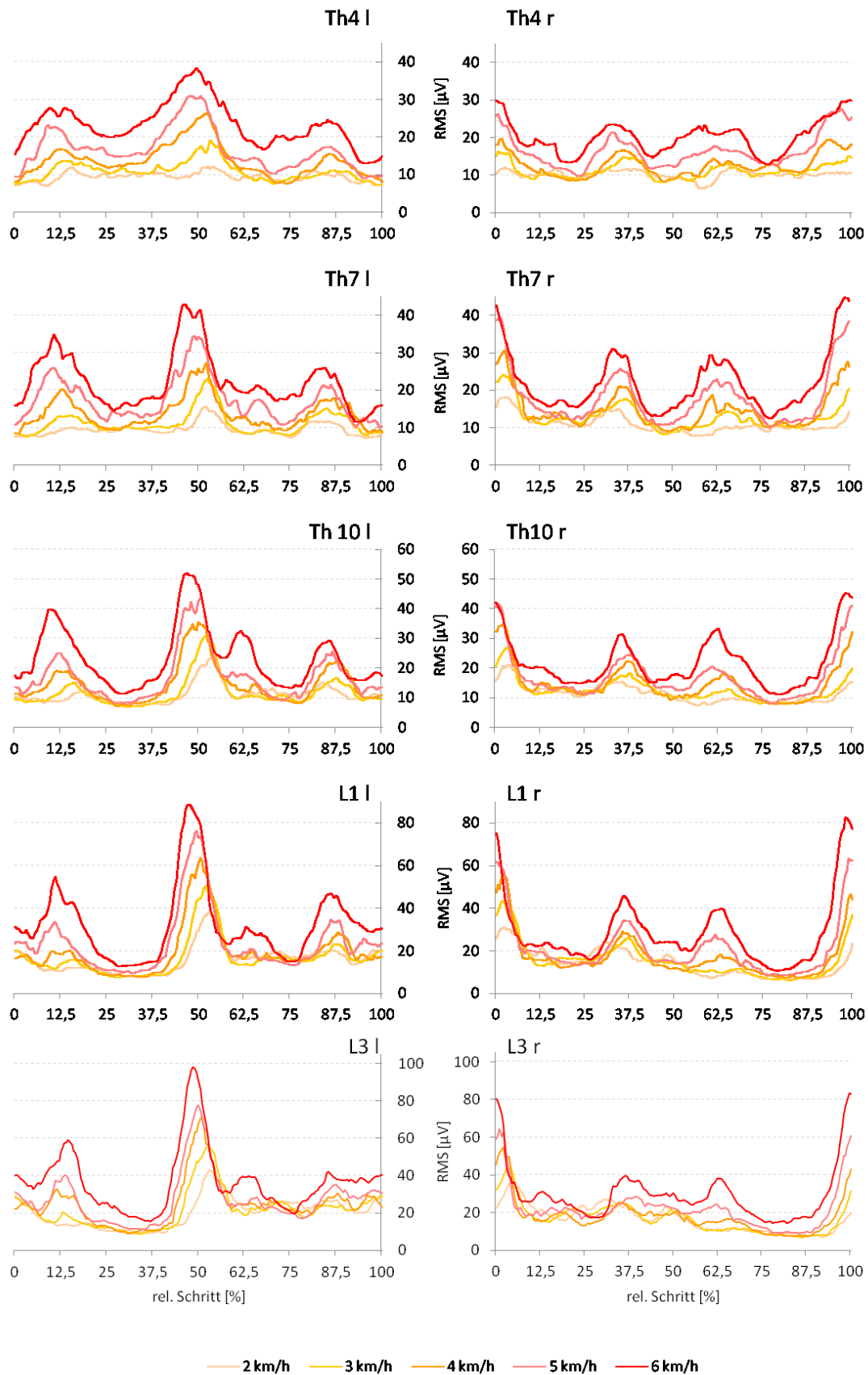


Abbildung 5.28: Mittlere Amplitudenverlaufskurven der Patienten (n=20) im Bezug zum normierten Schritt für alle untersuchten Gehgeschwindigkeiten, dargestellt sind jeweils die Mediane der linken (l) und rechten (r) Körperseite im kranio-kaudalen Verlauf, ausgewählt sind Th4, Th7, Th10, L1 und L2.

Auch in den Bereichen niedriger Amplitudenniveaus, in der Stoßdämpferphase, der mittleren und terminalen Standphase sowie zum Ende der initialen Schwungphase, zeigt sich mit steigender Gehgeschwindigkeit eine Zunahme der absoluten RMS-Werte, welche in den thorakalen Segmenten (Th4 bis Th8) am größten ausgeprägt ist.

Abbildung 5.29 und 5.30 zeigen farbkodierte Aktivitätsmuster für Th4, Th7, Th10 und L3 im Bezug zum normierten Schritt innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten für Patienten und Probanden. An jedem der 201 Einzelzeitpunkte kam zur Überprüfung auf signifikante Unterschiede ein U-Test zur Anwendung. Die ermittelten Ergebnisse sind im jeweiligen dritten Teil der Graphik veranschaulicht.

Je nach der Höhe der absoluten Amplitudenniveaus, zeigt sich ein Verlauf von grün über gelb nach rot, wobei grün einer niedrigen und rot einer hohen Aktivität zugeordnet wurde. Da die Farbkodierung seitengetrennt für jede Segmenthöhe sowie für Probanden bzw. Patienten erfolgte, sind die Farbnuancen vergleichbar. Signifikante Unterschiede zeigen sich vor allem in niedrigen Geschwindigkeiten (2-4 km/h) und im Bereich der Amplitudenspitze zum Zeitpunkt des Fersenaufsatzes des kontralateralen und auf der rechten Seite auch des ipsilateralen Fußes. Hier erreichen die Amplitudenwerte der Patienten niedrige Niveaus zum einen, da sich das Maximum zum Zeitpunkte des ipsilateralen Fersenaufsatzes nicht in dem Maße wie in der Vergleichsgruppe heraus bildet und weil in der Patientengruppe insgesamt niedrigere Amplitudenniveaus erreicht werden.

Im Unterschied zu den Operierten, zeigt sich in den Phasen minimaler Amplituden, in der Stoßdämpferphase, der mittleren und terminalen Standphase sowie zum Ende der initialen Schwungphase in der Probandengruppe kaum eine geschwindigkeitsabhängige Zunahme der Aktivitäten. Auch das lokale Maximum in der initialen Schwungphase ist bei den Gesunden nicht nachweisbar, im Gegenteil zeigen sich hier mit Erhöhung der Geschwindigkeit eher niedrigere Aktivitätsniveaus. Weiterhin wächst die lokale Amplitudenspitze zum Ende der mittleren und Beginn der terminalen Schwungphase nicht in dem Maße, wie es sich in der Patientengruppe darstellt. Die Rückverlagerung der Startpunkte der Maxima, welche oben beschrieben ist, findet sich in der gesunden Vergleichsgruppe ebenfalls.

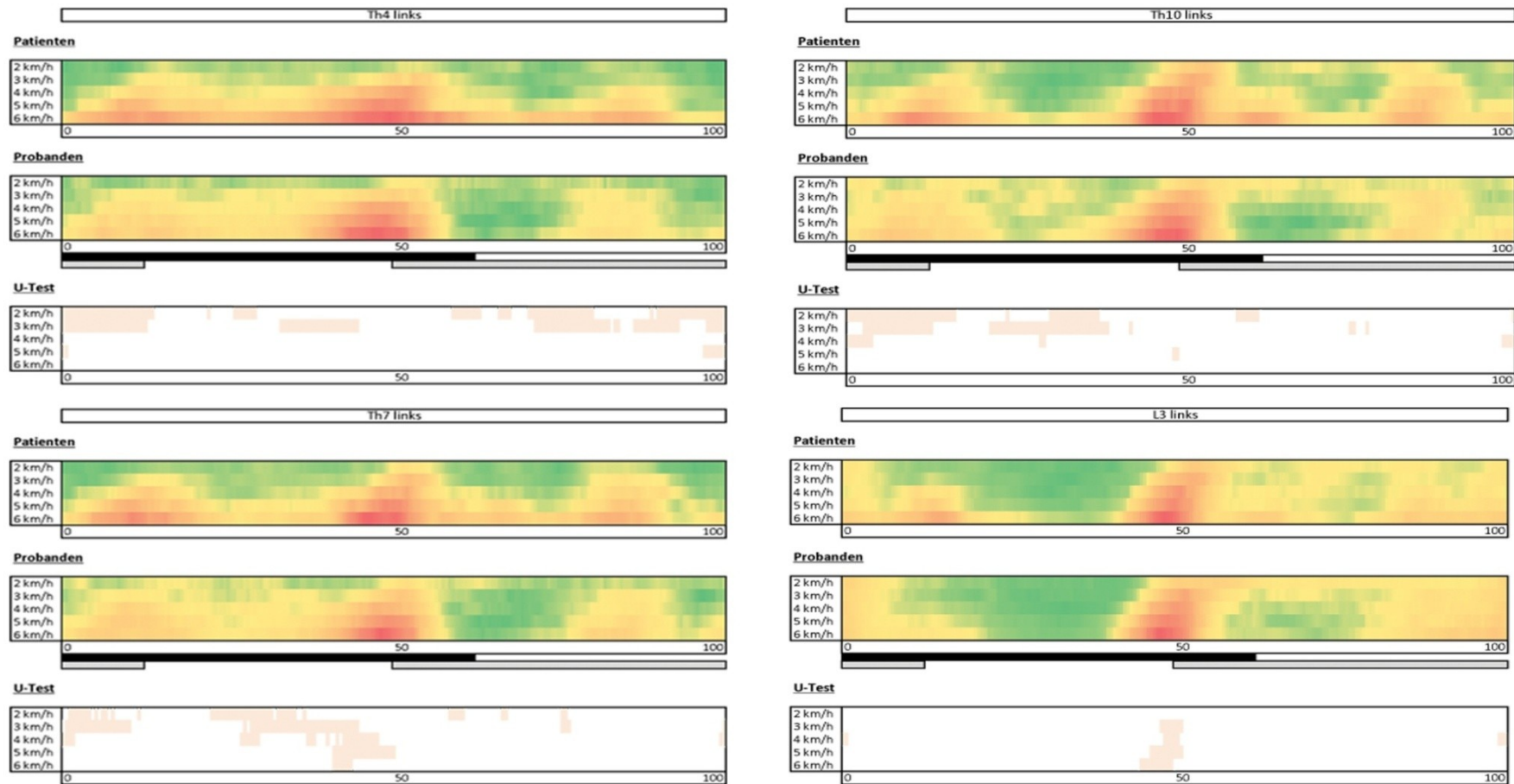


Abbildung 5.29: Absolute Amplitudenverläufe der linken Körperseite farbkodiert (grün: niedrige Aktivität, gelb: mittlere Aktivität, rot: hohe Aktivität) im Bezug zum normierten Schritt für Patienten (n=20) und Probanden (n=29) bei allen untersuchten Gehgeschwindigkeiten für Th4, Th7, Th10 und L3. Schwarzer Balken: Bodenkontakt des Referenzbeines, grauer Balken: Bodenkontakt des kontralateralen Beines. Im unteren Teil sind alle Bereiche in denen sich signifikante Unterschiede (U-Test) zeigen, rosa markiert.

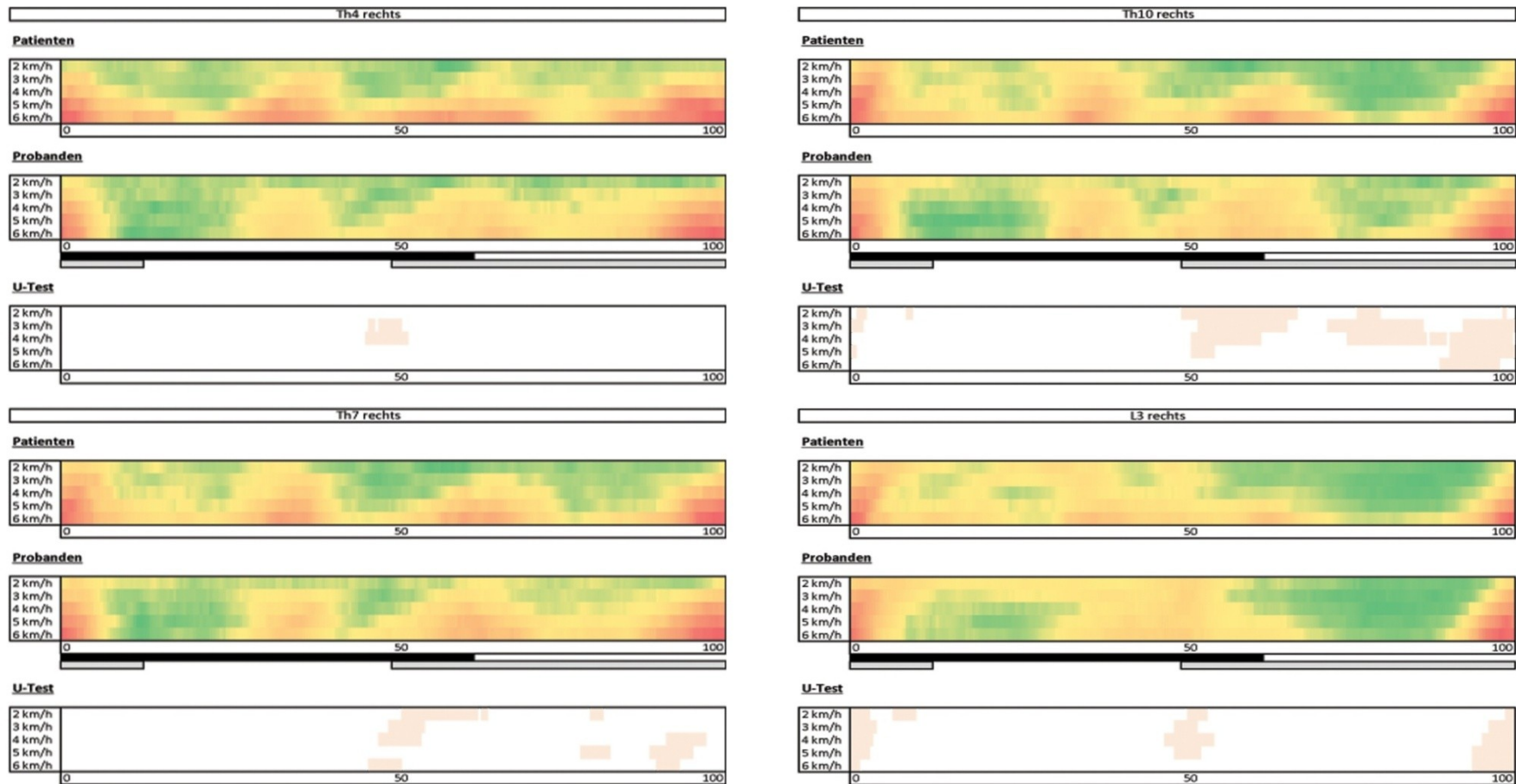


Abbildung 5.30: Absolute Amplitudenverläufe der rechten Körperseite farbkodiert (grün: niedrige Aktivität, gelb: mittlere Aktivität, rot: hohe Aktivität) im Bezug zum normierten Schritt für Patienten (n=20) und Probanden (n=29) bei allen untersuchten Gehgeschwindigkeiten für Th4, Th7, Th10 und L3. Schwarzer Balken: Bodenkontakt des Referenzbeines, grauer Balken: Bodenkontakt des kontralateralen Beines. Im unteren Teil sind alle Bereiche in denen sich signifikante Unterschiede (U-Test) zeigen, rosa markiert.

5.3.2.2 Normierte Amplitudenverlaufskurven innerhalb aller untersuchten Geschwindigkeiten

Betrachtet man die in Abbildung 5.31 dargestellten geschwindigkeitsabhängigen relativen Amplitudenmuster im Verlauf des normierten Schrittes, ist in allen Gehgeschwindigkeiten das in 5.3.1.2 beschriebene Koordinationsmuster mit lokalen Amplitudenspitzen zu Beginn der mittleren Standphase (links: 12-18%; rechts: 62,5 bis 68%), zum Zeitpunkt des initialen Bodenkontaktes des kontralateralen Fußes (links: 51,5 -53%; rechts: 0,5-4%) und zu Beginn der terminalen Schwungphase (links: 85-89%; rechts: 35-37,5%), nachweisbar.

Weiterhin stellt man fest, dass die prozentualen Werte mit steigender Gehgeschwindigkeit abnehmen, dies ist in Phasen niedriger absoluter Amplitudenniveaus, nämlich in der Stoßdämpferphase, zum Ende der mittleren und Beginn der terminalen Standphase sowie zum Ende der initialen Schwungphase, bzw. in den thorakalen Segmenten (Th4 bis Th10) besonders deutlich. Wie unter 5.2.2.3 beschrieben, nimmt mit steigender Gehgeschwindigkeit bis 5 km/h die Differenz zwischen Amplitudenmaximum und -minimum der Verlaufskurve unabhängig von der Segmenthöhe zu. Betrachtet man die Koordinationsmuster im Verlauf des normierten Schrittes, wird deutlich, dass diese Zunahme der relativen Schwankungsbreite auf dem hohen Anstieg der Amplitudenspitze während des kontralateralen Fersenaufsatzes und einer Abnahme der dazu ins Verhältnis gesetzten Werte zum Zeitpunkt des initialen Bodenkontaktes der ipsilateralen Ferse, sowie während der terminalen Stand- und mittleren Schwungphase beruht.

Die lokalen Maxima zu Beginn der mittleren Standphase und der initialen Schwungphase ab Th4 bis L3 zeigen ab 4 (lokale Amplitudenspitze zu Beginn der mittleren Standphase) bzw. 5 km/h (lokaler Peak in der initialen Schwungphase) wieder eine Zunahme der prozentualen Werte mit steigender Geschwindigkeit. Besonders ausgeprägt ist dieser Zuwachs beim Wechsel von 5 nach 6 km/h zu Beginn der mittleren Standphase von Th10 bis L3. Daraus resultiert die Abnahme der relativen Schwankungsbreite in allen Segmenthöhen beim Wechsel von 5 nach 6 km/h welche unter 5.2.2.3 beschrieben ist.

Die unter 5.3.2.1 erläuterte Rückverlagerung der Startpunkte der Maxima zeigt sich auch im Verlauf der normierten Amplituden, jedoch weniger deutlich (Abbildung 5.32 und 5.33). So verlagert sich der Startpunkt des Maximums während des kontralatera-

len Fersenaufsatzes von 48,6 bei 2 nach 46% bei 6 km/h zurück (rechts: 100 nach 94,5%).

Abbildung 5.32 und 5.33 stellt die geschwindigkeitsabhängigen relativen Amplitudenniveaus im Bezug zum normierten Schritt, veranschaulicht als Farbverläufe, der Patienten denen der Probanden gegenüber. Exemplarisch sind Th4, Th10, L1 und L3 ausgewählt.

Im jeweils dritten Teil der Graphik sind die Ergebnisse des U-Testes, welcher für jeden der 201 Einzelwerte pro Segmenthöhe und Gehgeschwindigkeit durchgeführt wurde, um auf signifikante Unterschiede zu prüfen, dargestellt.

Für die gesunden Probanden zeigt sich in allen Schrittphasen eine kontinuierliche Zunahme der relativen Schwankungsbreite mit steigender Gehgeschwindigkeit, da die für die Patienten aufgeführten Ausnahmen nicht nachweisbar sind. Sodass sich die signifikanten Unterschiede hauptsächlich in Geschwindigkeiten von 4 bis 6 km/h und in den Phasen lokaler Amplitudenspitzen, also in der mittleren Standphase und in der initialen Schwungphase finden. Hier erreichen die normierten Amplituden in der Operiertengruppe höhere prozentuale Werte. Besonders deutlich sind diese Unterschiede in Höhe L3 auf beiden Körperseiten ausgeprägt.

5.3.2.3 Seitendifferenzen im Verlauf des normierten Schrittes innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten

Für den Verlauf der Seitendifferenzen im Bezug zum normierten Schritt kann man das in 5.3.1.3 beschriebene Verlaufsmuster in jeder der untersuchten Gehgeschwindigkeiten erkennen, wie Abbildung 5.34 exemplarisch für Th4, Th7, Th9, Th12 und L1 veranschaulicht, wobei negative Werte ein Überwiegen der linken Körperseite anzeigen. So findet man zum Zeitpunkt des rechten Fersenaufsatzes (52-55%) einen Peak auf der linken und zum initialen Bodenkontakt des linken Fußes (0-4%) auf der rechten Körperseite. Mit steigender Geschwindigkeit nehmen die prozentualen Seitendifferenzen im Bereich dieser beschriebenen Amplitudenpeaks zu. Gegenteiliges zeigt sich von 5 bis 25% und von 55 bis 75% des relativen Schrittes. Hier verschieben sich die Werte mit sinkender Gehgeschwindigkeit weiter nach rechts (5-25%) bzw. nach links (55-75%), sodass zum Teil für 2 und 3 km/h nur 2 Seitenwechsel im gesamten Gangzyklus stattfinden.

Weiter kann man feststellen, dass sich der Seitenwechsel, welcher vor den oben genannten Amplitudenspitzen liegt, mit steigender Geschwindigkeit zurückverlagert:

Von 47 bzw. 98% bei 2 km/h nach 41 bzw. 91,5% bei 6 km/h (Th12). Gegensätzliches

zeigt sich für den Seitenübergang nach den lokalen Amplitudenpeaks während des initialen Fersenkontaktes des rechten Fußes. Dort zeigt sich eine Vorverlagerung mit steigender Geschwindigkeit: gar nicht bei 2 (16% bei 3km/h) nach 22 bzw. 57% bei 6 km/h (Th12). Ab Th9 findet wie oben beschrieben bei 2 und zum Teil für 3 km/h kein Seitenwechsel mehr statt.

Um die Charakteristik der Seitendifferenzen im Bezug zum normierten Schritt der Patienten besser mit denen der Probanden vergleichen zu können, wurden die geschwindigkeitsabhängigen Verlaufsmuster der Seitendifferenzen in Abbildung 5.35 für Patienten und Probanden und exemplarisch für Th7, Th9, Th12 und L1 als Farbverlauf veranschaulicht. Analog zu den bisherigen Graphiken, finden sich im jeweils dritten Teil die Bereiche rosa markiert, an denen signifikante Unterschiede mittels U-Test nachgewiesen werden konnten.

Insgesamt zeigen sich für die Operierten und Gesunden relativ ähnliche Verlaufsmuster der Seitendifferenzen, jedoch ist die Rechtsverlagerung in der ersten Hälfte des Gangzyklus, welche sich mit abnehmender Gehgeschwindigkeit einstellt, in der Probandengruppe deutlicher nachweisbar. Andererseits ist die Linksverlagerung, welche sich im zweiten Abschnitt des relativen Schrittes mit sinkender Geschwindigkeit zeigt, in der gesunden Vergleichsgruppe wesentlich geringer ausgeprägt. Zum Teil werden hier von den Patienten signifikant höhere Peaks auf der linken Körperseite erreicht (Th9 bis L3). Dies zeigt sich besonders in den niedrigen Geschwindigkeiten.

5.3.2.4 Intermuskuläre Koordination innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten

Betrachtet man die jeweiligen Anteile einer Segmenthöhe am Gesamt-EMG einer Körperseite im Bezug zum normierten Schritt für alle untersuchten Gehgeschwindigkeiten, welche in Abbildung 5.36 und 5.37 als Farbverlauf für Patienten und Probanden exemplarisch für Th4, Th10, L1 und L3 veranschaulicht ist, so zeigen sich nur geringe geschwindigkeitsabhängige Veränderungen.

Im oberen Thorakalbereich (Th4 bis Th7) ist in der mittleren und terminalen Stand-, sowie in der initialen und mittleren Schwungphase eine leichte Zunahme der relativen Amplituden mit steigender Gehgeschwindigkeit erkennbar, während sich in der Stoßdämpferphase eine Reduzierung der jeweiligen Anteile am Gesamt-EMG bei Erhöhung der Geschwindigkeit einstellt.

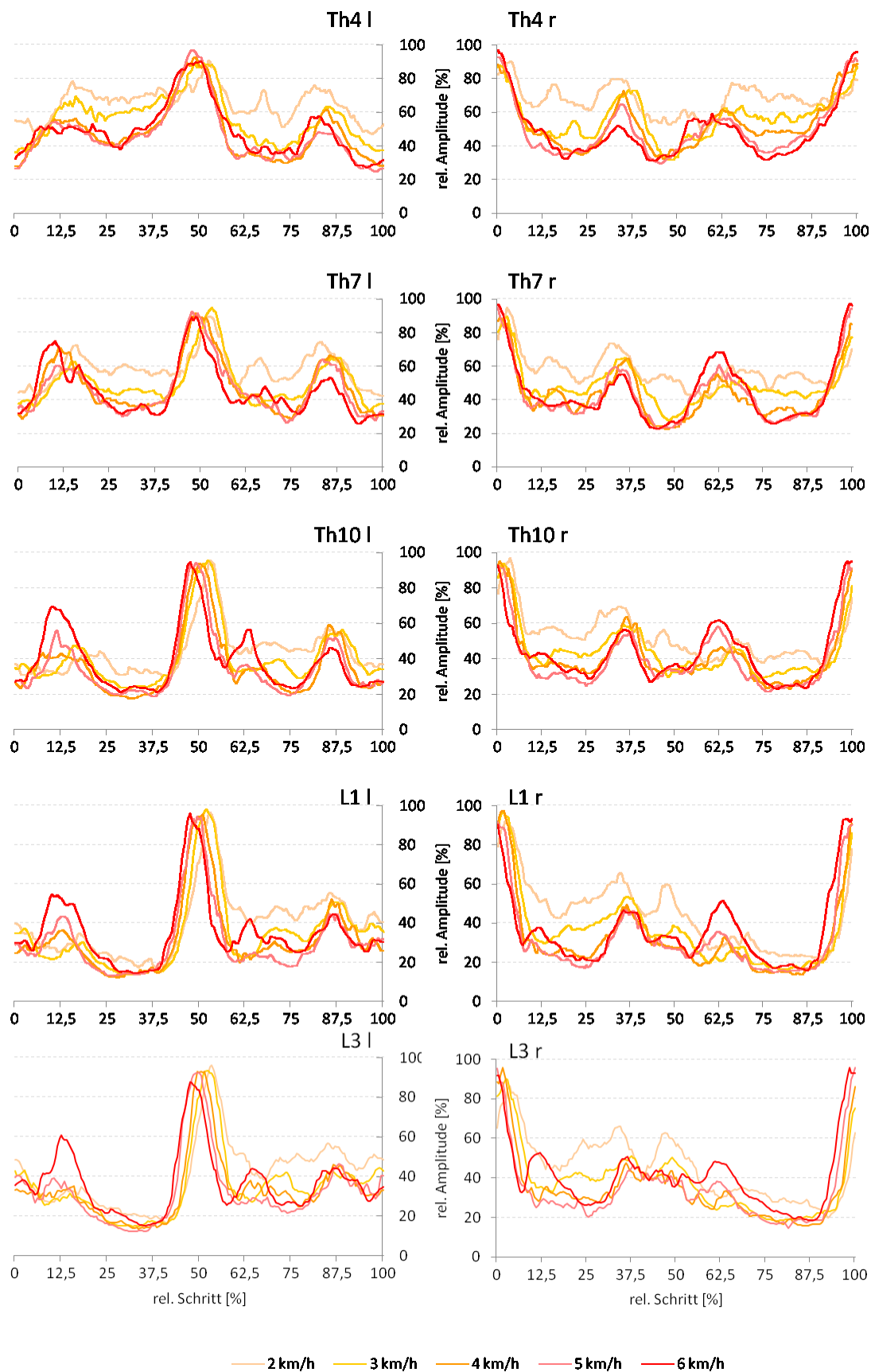


Abbildung 5.31: Normierte Amplitudenverlaufskurven der Patienten (n=20) im Bezug zum normierten Schritt für alle untersuchten Gehgeschwindigkeiten, dargestellt sind jeweils die Mediane der linken (l) und rechten (r) Körperseite im kranio-kaudalen Verlauf, ausgewählt sind Th4, Th7, Th10, L1 und L2.

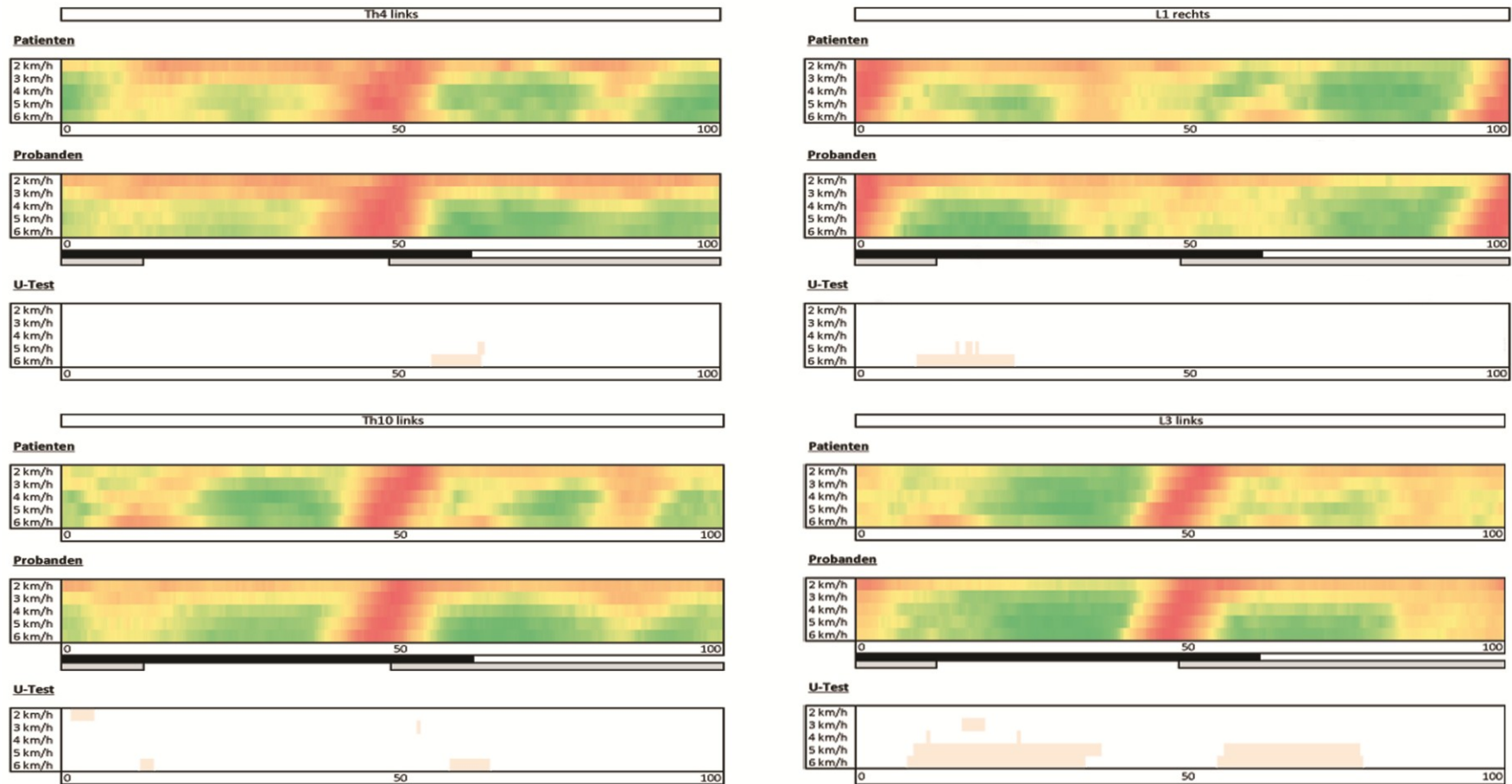


Abbildung 5.32: Normierte Amplitudenverläufe der linken Körperseite farbkodiert (grün: niedrige Aktivität, gelb: mittlere Aktivität, rot: hohe Aktivität) im Bezug zum normierten Schritt für Patienten (n=20) und Probanden (n=29) bei allen untersuchten Gehgeschwindigkeiten für Th4, Th10, L1 und L3. Schwarzer Balken: Bodenkontakt des Referenzbeines, grauer Balken: Bodenkontakt des kontralateralen Beines. Im unteren Teil sind alle Bereiche in denen sich signifikante Unterschiede (U-Test) zeigen, rosa markiert.

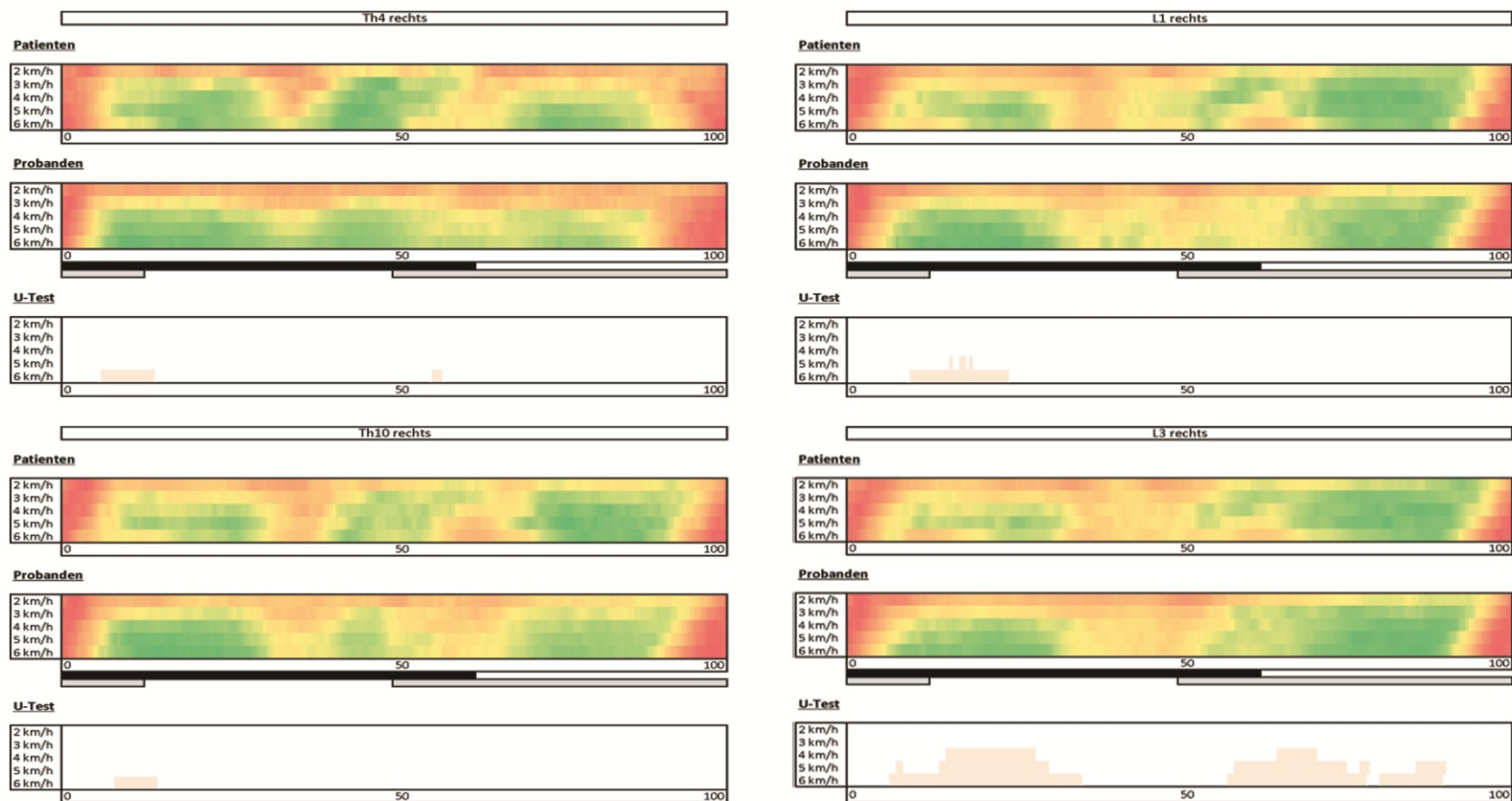


Abbildung 5.33: Normierte Amplitudenverläufe der rechten Körperseite farbkodiert (grün: niedrige Aktivität, gelb: mittlere Aktivität, rot: hohe Aktivität) im Bezug zum normierten Schritt für Patienten (n=20) und Probanden (n=29) bei allen untersuchten Gehgeschwindigkeiten für Th4, Th10, L1 und L3. Schwarzer Balken: Bodenkontakt des Referenzbeines, grauer Balken: Bodenkontakt des kontralateralen Beines. Im unteren Teil sind alle Bereiche in denen sich signifikante Unterschiede (U-Test) zeigen, rosa markiert.

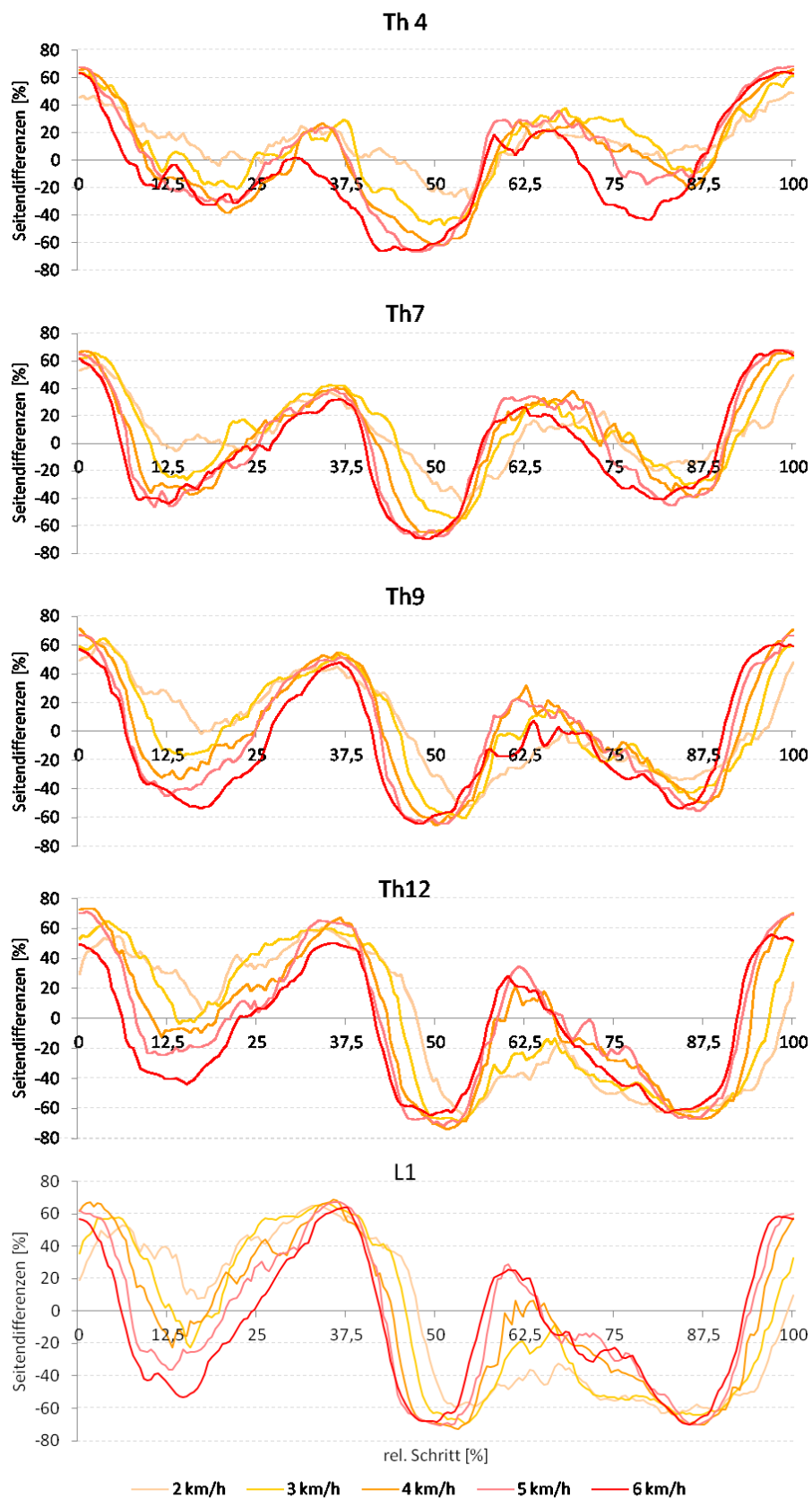


Abbildung 5.34: Prozentuale Seitendifferenzen der Patienten (n=20) im Bezug zum normierten Schritt für alle untersuchten Gehgeschwindigkeiten, dargestellt sind jeweils die Mediane im kranio-kaudalen Verlauf, ausgewählt sind Th4, Th7, Th9, Th12 und L1.

Von Th8 bis Th11 zeigt sich in der Stoßdämpferphase, zu Beginn der mittleren Standphase, sowie in der initialen Schwungphase eine geschwindigkeitsabhängige Zunahme der relativen Amplitudenwerte. Dem gegenüber ist in der mittleren Standphase eine leichte Abnahme der jeweiligen Anteile mit zunehmender Gehgeschwindigkeit festzustellen. Ab Th12 bis L3 stellen sich in der Vorschwungphase geschwindigkeitsunabhängige, niedrige relative Amplituden ein, während in der gesamten Schwungphase eine Reduzierung mit steigender Gehgeschwindigkeit zu verzeichnen ist.

Insgesamt kann man feststellen, dass im Thorakalbereich (Th4-Th8) höhere Anteile in der Standphase, im thorakolumbalen Übergang vergleichbar hohe relative Amplitudenwerte in der Stand- und Schwungphase und im Lumbalbereich höhere Anteile am Gesamt-EMG in der Schwungphase erreicht werden, was sich auch schon unter 5.3.1.4 gezeigt hat.

Vergleicht man die intermuskuläre Koordination im Bezug zum normierten Schritt innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten der Patienten mit denen der gesunden Vergleichsgruppe, so finden sich die signifikanten Unterschiede hauptsächlich im Lendenwirbelsäulenbereich.

In der mittleren und terminalen Schwungphase erreichen die Patienten in Höhe von L1 links erhöhte relative Amplitudenwerte in den niedrigen Gehgeschwindigkeiten (2 und 3 km/h), rechts sind diese Unterschiede nicht signifikant. In Höhe von L3 finden sich in der mittleren und terminalen Standphase erhöhte Anteile am Gesamt-EMG, welche sich in der terminalen Standphase links für alle Geschwindigkeiten darstellen, rechts sind diese Unterschiede weniger stark ausgeprägt. Hier finden sich in der mittleren Standphase nur bei einer Gehgeschwindigkeit von 6 km/h signifikant erhöhte relative Amplituden.

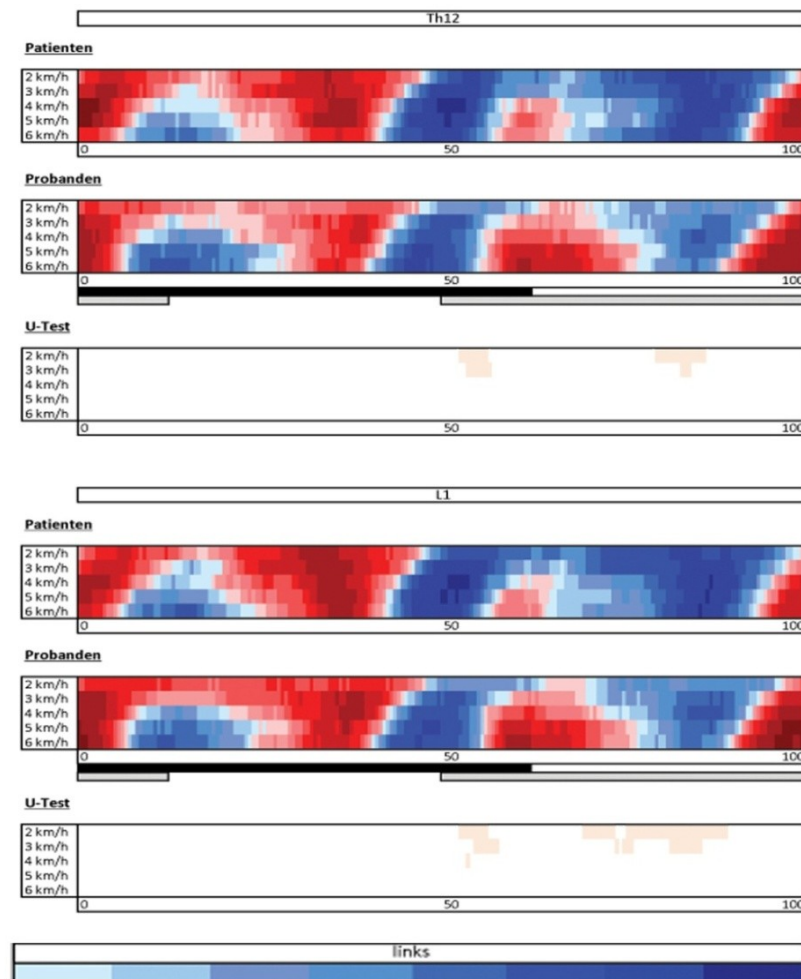
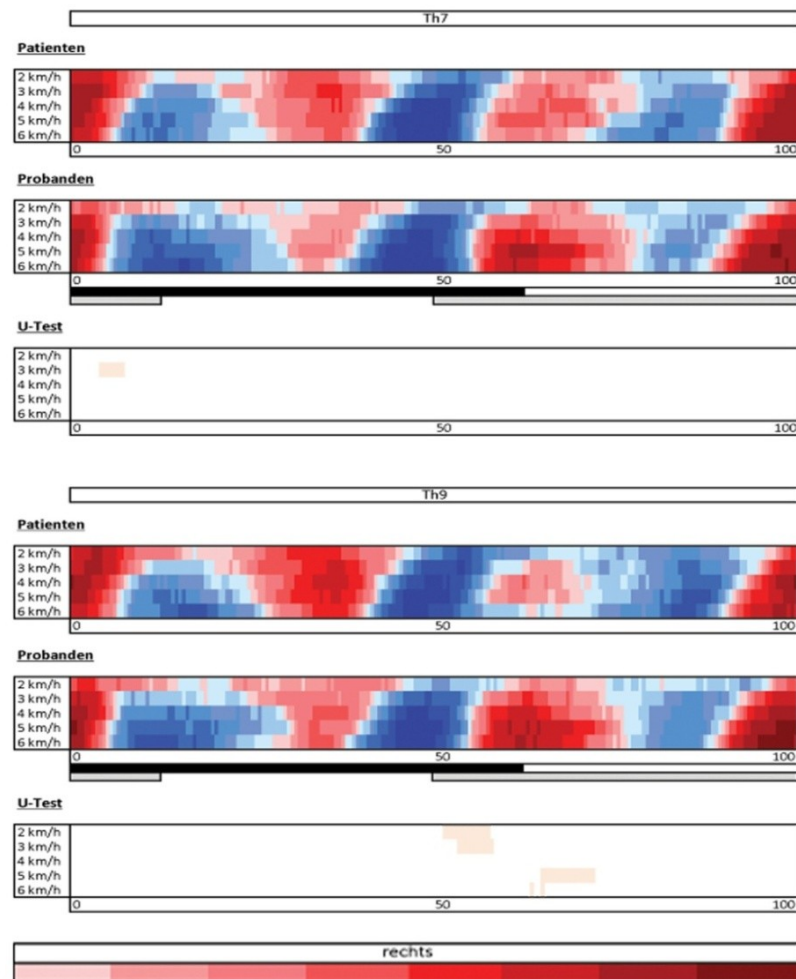


Abbildung 5.35: Prozentuale Seitendifferenzen im kranio-kaudalen Verlauf als Farbverlauf im Bezug zum normierten Schritt für Patienten (n=20) und Probanden (n=29) bei 3 km/h. Die dunkler werdenden Farben zeigen die Höhe des prozentualen Überwiegens einer Seite (blau=links, rot=rechts) an. Schwarzer Balken: Bodenkontakt des Referenzbeines, grauer Balken: Bodenkontakt des kontralateralen Beines. Im unteren Teil sind alle Bereiche in denen sich signifikante Unterschiede (U-Test) zeigen, rosa markiert

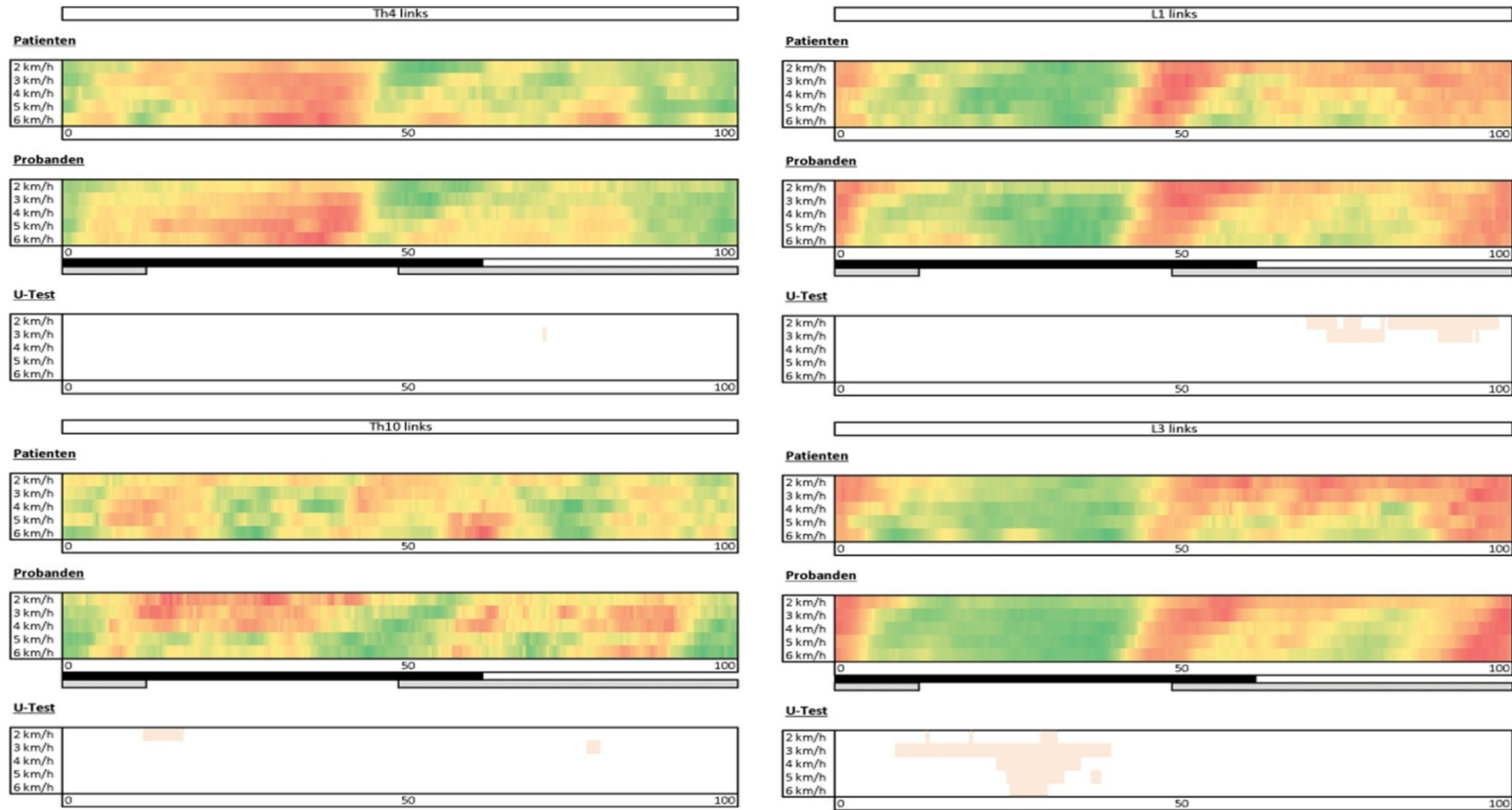


Abbildung 5.36: Intermuskuläre Koordination als prozentualer Anteil am Gesamt-EMG links im Bezug zum normierten Schritt für Patienten (n=20) und Probanden (n=29) innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten. Niedrigen Amplitudenniveaus ist grün und hohen rot zugeordnet. Schwarzer Balken: Bodenkontakt des Referenzbeines, grauer Balken: Bodenkontakt des kontralateralen Beines. Im jeweils unteren Teil sind alle Bereiche in denen sich signifikante Unterschiede (U-Test) zeigen, rosa markiert.

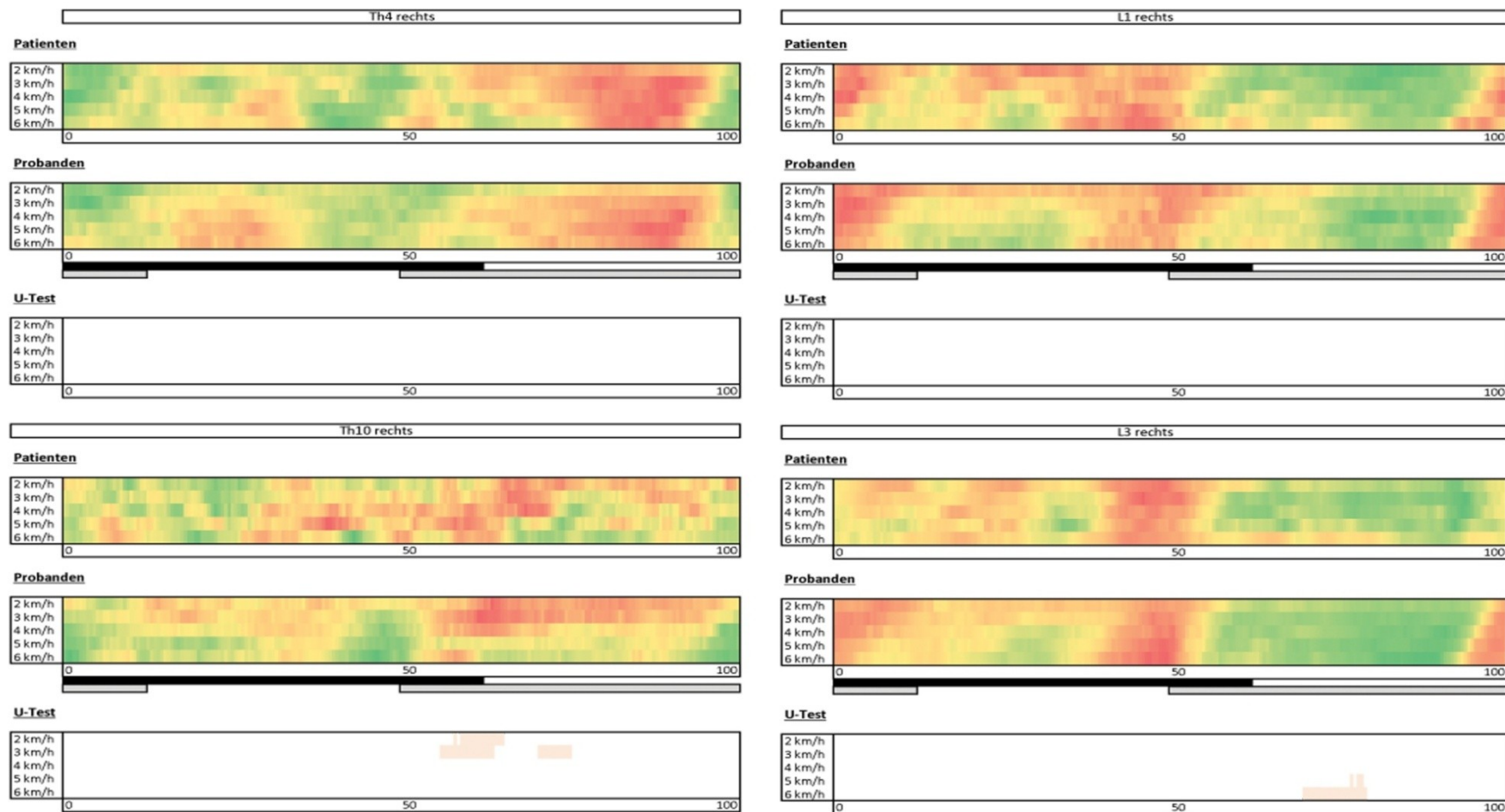


Abbildung 5.37: Intermuskuläre Koordination als prozentualer Anteil am Gesamt-EMG rechts im Bezug zum normierten Schritt für Patienten (n=20) und Probanden (n=29) innerhalb aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten. Niedrigen Amplitudenniveaus ist grün und hohen rot zugeordnet. Schwarzer Balken: Bodenkontakt des Referenzbeines, grauer Balken: Bodenkontakt des kontralateralen Beines. Im jeweils unteren Teil sind alle Bereiche in denen sich signifikante Unterschiede (U-Test) zeigen, rosa markiert.

6. DISKUSSION

6.1 ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE

6.1.1 ZEITUNABHÄNGIGE BETRACHTUNG

Die mittleren RMS-Werte sind in der Patientengruppe unabhängig von Segmenthöhe oder Gehgeschwindigkeit deutlich vermindert.

Bei der Sichtung der Intermuskulären Koordination findet sich in der Gruppe der Operierten geschwindigkeitsunabhängig ein Trend zu niedrigeren Anteilen einer Segmenthöhe am Gesamt-EMG einer Körperseite verglichen mit den Probanden für den thorakalen M. erector spinae und verhältnismäßig z.T. auch signifikant höheren Anteilen im Lumbalbereich. Dabei finden sich die ausgeprägtesten Unterschiede auf der linken Körperseite.

Weiterhin konnten in der Patientengruppe deutlich größere Streuungen in der Seitenverteilung der Muskelaktivität nachgewiesen werden, mit steigender Lokomotionsgeschwindigkeit findet eine Verschiebung der mittleren Seitendifferenzen nach links statt.

Die relative Schwankungsbreite ist im Lendenbereich der Patienten vergleichsweise klein und nimmt mit steigender Geschwindigkeit auch nur wenig zu. Beim Wechsel von 5 nach 6 km/h nimmt die Range sogar für alle Segmenthöhen wieder ab, während in der Probandengruppe ein Anstieg zu verzeichnen ist.

6.1.2 ZEITABHÄNGIGE BETRACHTUNG

Die Verlaufskurven der absoluten OEMG-Amplituden der Patienten sind in allen Phasen des normierten Schrittes reduziert. Ausnahmen bilden die lokalen Maxima zu Beginn der mittlern Standphase und in der initialen Schwungphase. Hier finden sich in den höheren Gehgeschwindigkeiten auch z.T. erhöhte absolute Amplitudenwerte. Dies führt zu einer vergleichsweise großen Zunahme der Mittelwerte mit steigender Gehgeschwindigkeit. Bei gleichzeitig deutlich geringer ausgeprägtem Verlaufskurvenmaximum zum kontralateralen Fersenaufsatz, nimmt auch die Phasizität in der Patientengruppe beim Wechsel der Geschwindigkeit von 5 nach 6km/h ab.

Generell finden sich die meisten Unterschiede in den Phasen der oben beschriebenen lokalen Amplitudenspitzen. So nehmen in diesen Bereichen die prozentualen Werte nur in der Patientengruppe beim Wechsel von 5 nach 6 km/h wieder zu.

6.2 AUSWAHL DER GEHGESCHWINDIGKEITEN

In Untersuchungen von Arend-Nielsen (Arend-Nielsen et al. 1996), Lamothe (Lamothe et al. 2006a; 2006b), van der Hulst (van der Hulst et al. 2010a; 2010b) und Hanada (Hanada et al. 2011) zeigte sich, dass Patienten mit chronischen Rückenschmerzen und sogar gesunde Probanden aus Angst vor Schmerzen und bei experimentell induziertem Schmerz (Arend-Nielsen et al. 1996; Lamothe et al. 2004) Veränderungen des Koordinationsmusters und Aktivitätsniveaus der paravertebralen Muskulatur beim Gehen aufweisen. Aus diesen Ergebnissen leitet sich die Hypothese ab, dass auch Patienten nach operativer Stabilisierung der Wirbelsäule veränderte Aktivierungs- und Koordinationsmuster der Rückenmuskulatur beim Gehen zeigen könnten. Wang (Wang et al. 2015) konnten in ihrer Arbeit schon signifikant niedrigere Amplitudenniveaus im Lendenbereich von Patienten nach lumbaler Fusion beim Nach-vorn-Greifen feststellen.

In der Arbeit von Raabe 2011 wurde ein Untersuchungssetting etabliert, um die in eben dieser Arbeit gewonnenen Daten mit Patientendaten zu vergleichen. Dazu wurden gesunde Probanden während einer abgestuften dynamischen Belastung, in Gehgeschwindigkeiten von 2, 3, 4,5 und 6 km/h, untersucht. Damit wird das erwartete Spektrum an Geschwindigkeiten in einer Patientengruppe mit Rückenschmerzen (Lamothe et al. 2006b) abgebildet. Deshalb wurden in der vorliegenden Arbeit die OEMG-Daten während dieser Geschwindigkeiten aufgezeichnet.

Da in der Studie von Lamothe (Lamothe et al. 2006b) weiterhin festgestellt wurde, dass die Gehgeschwindigkeit beim „normalen“ Gehen für Rückenschmerzpatienten reduziert ist und bei 3,3 km/h liegt, erfolgt die Darstellung der Daten unter 5.2.1 und 5.3.1 beispielhaft für 3 km/h.

6.2.1 ERREICHTE GEHGESCHWINDIGKEIT

Im Gegensatz zur Probandengruppe, in welcher alle Personen 6 km/h schnell gehen konnten, waren in der Patientengruppe nur 14 in der Lage 6 km/h zu bewältigen. Auch in der Untersuchung von Lamothe (Lamothe et al. 2002; 2006a) zeigt sich dieser Trend zu langsameren Gehgeschwindigkeiten bei Personen mit chronischen Rückenschmerzen.

Es scheint, dass diese langsamere Gehgeschwindigkeit ein Schutzmechanismus an die verminderte Adaptationsfähigkeit an höhere Gehgeschwindigkeiten in der Patientengruppe darstellt.

6.3 AUSWAHL DER AUSWERTEPARAMETER UND AMPLITUDENNORMALISIERUNG

Zur Untersuchung der Muskulatur während des Gehens eignet sich eine zeitunabhängige und eine zeitabhängige Auswertung der OEMG-Daten. Dies hat sich beispielsweise in den Arbeiten von Arend-Nielsen (Arend-Nielsen et al. 1996), Lamothe (Lamothe et al. 2006a; 2006b), Anders (Anders et al. 2005; 2007) und de Sèze (de Sèze et al. 2008) gezeigt. Während man in der zeitunabhängigen Betrachtung das durchschnittliche Aktivitätsniveau der paravertebralen Muskulatur einer bestimmten Segmenthöhe zuordnen kann, ist es durch die zeitabhängige Datenbetrachtung, möglich die Koordinationscharakteristika der Rückenmuskulatur in den einzelnen Schrittphasen segmenthöhenabhängig zu ermitteln. Auf grunddessen erfolgte auch in der vorliegenden Arbeit eine zeitunabhängige und eine zeitabhängige Betrachtung der ermittelten OEMG-Daten.

Da Oddson und De Luca 2003 eine Imbalance in der Aktivierung der lumbalen Wirbelsäulenmuskulatur bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen festgestellt haben, ergab sich der Verdacht, dass Vergleichbares auch bei Patienten nach operativer Stabilisierung der Wirbelsäule zu erwarten ist. Deshalb wurden die Seitendifferenzen zeitunabhängig und im Verlauf des normierten Schrittes bestimmt.

Aufgrund der Tatsache, dass sich die Aktivitätsniveaus und Koordinationsmuster segmentabhängig unterscheiden (Cappellini et al. 2006), wurde rechts und links getrennt und für jede Segmenthöhe der Anteil am Gesamt-EMG der jeweiligen Körperseite zeitunabhängig sowie zeitabhängig ermittelt.

Aufgrund der hohen interindividuellen Variabilität der RMS-Amplituden, welche sich durch technische, anatomische und physiologische Einflussfaktoren ergeben, ist eine Normalisierung der OEMG-Amplituden erforderlich, um die ermittelten Werte verschiedener Personen vergleichbar zu machen (Knutson et al. 1994; De Luca 1997). In der Literatur werden viele verschiedene Normalisierungsmethoden beschrieben (Burden 2010). Lange Zeit galt die MVC (Maximum Voluntary Contraction)-Normalisierung als Goldstandard (Burden und Barlett 1999). Dabei wird der Proband vor der eigentlichen Aufzeichnung des EMGs aufgefordert, den zu untersuchenden Muskel maximal anzuspannen. Zu diesem maximalen Kraftwert werden dann alle weiteren gemessenen Werte ins Verhältnis gesetzt, sodass relative Amplituden entstehen.

Weil Patienten eventuell auf Grund von Schmerzen nicht in der Lage sind reliable MVC-Daten zu generieren (Larivière et al. 2002), da aus einigen Arbeiten hervor-

ging, dass die Anwendung der MVC-Normalisierung die interindividuelle Variabilität so gar verstärkte (Dubo et al. 1976; Yang und Winter 1984; Allison et al. 1993; Knutson et al. 1994; Chapman et al. 2010) und da Clarys 2000 und Burden et al. 2003 feststellte, dass die MVC-Normalisierung für dynamische Kontraktionen bzw. das Gehen nicht genutzt werden sollte, wurden die absoluten OEMG-Amplitudenverlaufskurven in der vorliegenden Arbeit auf das jeweils vorkommende Maximum normalisiert, was die interindividuelle Variabilität tatsächlich minimiert (Yang und Winter 1984; Allison et al. 1993; Knutson et al. 1994).

6.4 ZEITUNABHÄNGIGE BETRACHTUNG

6.4.1 AKTIVITÄTSCHARAKTERISTIKA DER PARAVERTEBRALEN MUSKULATUR IM KRANIO-KAUDALEN VERLAUF INNERHALB EINER AUSGEWÄHLTEN GEHGESCHWINDIGKEIT

Die im kranio-kaudalen Verlauf zu verzeichnenden Unterschiede in den absoluten Amplituden innerhalb einer Gehgeschwindigkeit sind im Verhältnis zu den interindividuellen Streuungen, welche sich in allen Segmenthöhen, besonders ausgeprägt an L3, zeigen, eher gering. Dennoch stellt sich im kranio-kaudalen Verlauf der paravertebralen Muskulatur ein charakteristisches Verteilungsmuster der Aktivitätsniveaus dar, welches sich mit steigender Geschwindigkeit kaum verändert.

Wie auch in der gesunden Vergleichsgruppe, zeigen sich bei den Patienten relativ hohe Amplituden im Lumbalbereich. Dies deckt sich mit anderen Arbeiten (Ivanenko et al. 2005; Cappellini et al. 2006; De Séze et al. 2008) und bildet die vergleichsweise hohe Muskelmasse, welche zur Stabilisierung der Lendenlordose dient, ab.

Da sich bei der Gegenüberstellung der absoluten mittleren RMS-Werte in allen Segmenthöhen bei den Patienten signifikant kleinere Amplituden im Vergleich zu den Probanden zeigen und aus der Arbeit De Luca (De Luca 1997) hervorgeht, dass sich aufgrund von technischen, anatomischen und physiologischen Einflussfaktoren absolute Aktivitätsniveaus schwer vergleichen lassen, wird davon ausgegangen, dass es sich hier um systematische Amplitudenunterschiede handelt. Deshalb werden an dieser Stelle nur die Signifikanten Unterschiede, welche sich bei der Betrachtung der intermuskulären Koordination ergeben, diskutiert.

Hier stellen sich in der Patientengruppe verglichen mit den gesunden Kontrollpersonen im Thorakalbereich (Th4 bis Th11) niedrigere Werte und ab Th12 erhöhte relative Amplituden dar. Da die Studien zur Untersuchung der Aktivierungs- und Koordinationsmuster der paravertebralen Muskulatur von Personen mit chronischen Rücken-

schmerzen bisher fast ausschließlich den thorakolumbalen Übergang bzw. den Lumbalbereich (Th12 bis L4) betreffen, konnten für die erniedrigten relativen Amplituden im Thorakalbereich keine Referenzergebnisse gefunden werden.

Die erhöhten Werte im Lumbalbereich der Patienten stimmen mit den Untersuchungen von Arendt-Nielsen (Arendt-Nielsen et al. 1996), Lamothe (Lamothe et al. 2006a und 2006b), von der Hulst (von der Hulst et al. 2010a und 2010b), Hanada (Hanada et al. 2011) und Ghamkhar (Ghamkhar et al. 2015) überein, welche bei der Untersuchung von Patienten mit chronischen Rückenschmerzen ebenfalls erhöhte Aktivitätswerte im Lumbalbereich feststellten.

Eine Besonderheit ist, dass sich in der Gruppe der Patienten nach operativer Stabilisierung der Wirbelsäule die meisten signifikanten Unterschiede auf der linken Körperseite darstellen. In den oben aufgeführten Studien wurden auf beiden Seiten vergleichbare Unterschiede gefunden.

Auch bei der Betrachtung der mittleren Seitendifferenzen, konnte in der Patientengruppe eine stärker ausgeprägte Streuung der Werte gezeigt werden. Im Thorakalbereich stellt sich ein deutliches Überwiegen der rechten und im Lumbalbereich ein signifikant ausgeprägtes Vorherrschen der linken Körperseite dar. Im Gegensatz dazu waren in der Kontrollgruppe ausgeglichene Seitendifferenzen anzutreffen. In der Literatur findet man keine Studie, die sich mit den Seitendifferenzen der Muskelaktivierung beim Gehen auseinander setzt. Oddsson und De Luca haben 2003 in ihrer Arbeit Patienten mit chronischen Rückenschmerzen und gesunde Kontrollpersonen während symmetrischer Bewegungen (isometrischer Rumpfstreckungen) untersucht und festgestellt, dass sich in beiden Gruppen Imbalancen finden lassen, welche aber im Lumbalbereich der Patienten signifikant erhöht nachzuweisen waren. Nun stellt sich die Frage, ob man eine symmetrische Bewegung wie das Rumpfstrecken mit einer dynamischen cyclisch asymmetrischen Bewegung wie dem Gehen vergleichen kann. Insgesamt konnte jedoch eine ausgeprägtere Imbalance der operierten Personen auch bei der Lokomotion gezeigt werden.

Die relative Schwankungsbreite der mittleren OEMG-Amplituden variiert ebenfalls segmenthöhenabhängig. So zeigt sich in der Patientengruppe von L1 bis L3 eine vergleichsweise hohe und von Th4 bis Th8 eine relativ niedrige normierte Schwankungsbreite. Diese Verteilung ist auch in der Kontrollgruppe anzutreffen. Dies spricht für ein phasisches Aktivitätsmuster im Lumbal- und ein tonisches im oberen Thorakalbereich. Vergleichbare Ergebnisse ergaben sich in einer Untersuchung De Sézes

(De Séze et al. 2008). Beim Vergleich der Ranges der Patienten mit denen der Probanden zeigen sich deutliche Differenzen, welche mit steigender Geschwindigkeit zunehmen. So zeigen sich in der Patientengruppe bei 3 km/h im Thorakalbereich erhöhte und im Lendenbereich z.T. deutlich reduzierte normierte Schwankungsbreiten. Es scheint, dass die Muskelaktivität in kleinen Gehgeschwindigkeiten im Brustwirbelsäulenbereich zum phasischen und im Lendenbereich zum tonischen hin verschoben ist. Bei 6 km/h finden sich segmenthöhenunabhängig deutlich verringerte Ranges, sodass sich mit erhöhter Gehgeschwindigkeit eine Reduzierung der Phasizität andeutet. Ähnliche Ergebnisse gehen aus einer Studie Lamoths hervor. Sie stellte eine verminderte Anpassungsfähigkeit der Muskelkoordination an erhöhte Gehgeschwindigkeiten bei Patienten mit Rückenschmerzen fest, welche sich besonders bei unvorhergesehener Geschwindigkeitsänderung zeigt (Lamoth et al. 2006a). Schon in diesem Teilabschnitt zeichnen sich segmenthöhenabhängige Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur bei der Lokomotion ab, wie sich diese in den einzelnen Phasen des Gangzyklus verteilen, muss in der zeitabhängigen Betrachtung geklärt werden.

6.4.2 AKTIVITÄTSCHARAKTERISTIKA DER PARAVERTEBRALEN MUSKULATUR IM KRANIO-KAUDALEN VERLAUF INNERHALB ALLER UNTERSUCHTEN GEHGESCHWINDIGKEITEN

Mit Erhöhung der Gehgeschwindigkeit nehmen in nahezu allen untersuchten Segmenthöhen die mittleren RMS-Werte der Patienten wie auch der Probanden zu. Wo bei sich in der segmenthöhenunabhängig von 2 bis 4 km/h verhältnismäßig kleine Steigerungen zeigen und die Zunahmen von 4 bis 6 km/h stärker ausgeprägt sind. Dies deckt sich mit einer Studie von Anders et al. (Anders et al. 2007), welche ein vergleichbares Muster der geschwindigkeitsabhängigen Zunahme für den Lumbalbereich beschreibt.

Diese diskontinuierliche Zunahme der RMS-Amplituden trotz kontinuierlicher Erhöhung der Gehgeschwindigkeit könnte daraus resultieren, dass mit dem bipolaren OEMG tiefer liegende Faseranteile nicht erfasst werden können (Cholewicki et al. 1996). Es scheint, dass bei niedrigeren Gehgeschwindigkeiten verstärkt tiefe Faseranteile des M. erector spinae aktiv sind und mit zunehmender Erhöhung auch oberflächliche Anteile rekrutiert werden, welche zu der Zunahme der an der Körperoberfläche abgeleiteten Ströme führen. Moseley et al. konnten 2002 zumindest während der Initiierung von Armbewegungen differierende Aktivierungsmuster der tiefen und oberflächlichen Faseranteile der M. multifidus nachweisen.

Auch Untersuchungen von Lamothe (Lamothe et al.2006a) und van der Hulst (van der Hulst et al.2010a) zeigten für Rückenschmerzpatienten eine Zunahme der OEMG-Amplituden mit steigender Gehgeschwindigkeit, da in diesen Arbeiten jedoch nur die Segmente Th12 bis L4 berücksichtigt wurden, finden sich für den Thorakalbereich keine Vergleichsdaten.

Beim direkten Vergleich der absoluten OEMG-Amplituden zeigen sich wiederum in allen Gehgeschwindigkeiten, mit Ausnahme von L3 links bei 6 km/h, in der Patientengruppe signifikant kleinere Werte, was wiederum auf generalisierbare systematische Amplitudenunterschiede hinweist.

Die intermuskuläre Koordination zeigt kaum geschwindigkeitsabhängige Unterschiede. Der Trend zu niedrigeren Werten im Thorakal- und höheren im Lumbalbereich bleibt für alle Geschwindigkeiten erhalten. Auch bei der Gegenüberstellung der beiden Gruppen, finden sich die oben aufgelisteten Unterschiede in den verschiedenen Lokomotionsgeschwindigkeiten in gleicher Weise, sodass in der Patientengruppe geschwindigkeitsunabhängig im Thorakalbereich z.T. signifikant kleinere und im Lendenbereich signifikant größere Anteile einer Segmenthöhe am Gesamt-EMG zu finden sind. Diese Unterschiede steigen nicht mit Erhöhung der Geschwindigkeit an. Ähnliches fand auch van der Hulst (van der Hulst 2010a) heraus.

Wieder zeigen sich ausgeprägtere Differenzen auf der linken Körperseite. Insgesamt zeigt sich mit steigender Gehgeschwindigkeit eine Linksverlagerung der Muskelaktivität, was in der Probandengruppe nicht nachzuweisen ist. Leider finden sich in der Literatur zu diesem Sachverhalt keine Vergleichsergebnisse, da meist für rechts und links gepoolte Daten betrachtet wurden.

Die relative Schwankungsbreite steigt in der Patientengruppe mit zunehmender Geschwindigkeit bis 4 bzw. 5 km/h an und fällt für 5 bzw.6 km/h wieder ab, dem gegenüber steht ein Anstieg der Range von 2 bis 6 km/h in der gesunden Kontrollgruppe. Da die Amplituden jedoch in beiden Gruppe mit steigender Geschwindigkeit zunehmen und sich dieser Unterschied beim Wechsel von 5 nach 6 km/h besonders ausgeprägt darstellt, kann man davon ausgehen, dass die Grundaktivität der einzelnen Segmente in der Patientengruppe verhältnismäßig stärker ansteigt als in der Kontrollgruppe. Besonders ausgeprägt zeigt sich dieser Umstand bei L3 links (siehe Abbildung 5.11), hier werden in der Operierten- gruppe bei 6 km/h sogar höhere absolute mittlere RMS-Werte erreicht, was bei den angenommenen systematischen Amplitudenunterschieden bemerkenswert erscheint.

6.5 ZEITABHÄNGIGE BETRACHTUNG

6.5.1 AKTIVITÄTSCHARAKTERISTIKA DER PARAVERTEBRALEN MUSKULATUR IM KRANIO-KAUDALEN VERLAUF INNERHALB EINER AUSGEWÄHLTEN GEHGESCHWINDIGKEIT

Aus den Ergebnissen dieser Studie geht hervor, dass sich die Aktivitätscharakteristika der paravertebralen Muskulatur beim Gehen segmenthöhenabhängig ändern.

Dies trifft sowohl auf die Patienten- wie auch auf die Probandengruppe zu, da sich für beide Gruppen ähnliche lokomotionsassoziierte Anforderungen an die Rückenmuskulatur ergeben. So müssen beispielsweise die zum Schritt gegenläufige Rumpfrotation und der zugehörige Armschwung initiiert und stabilisiert werden (Gracovetsky et al. 1985), andererseits muss auch die aufrechte Körperposition gesichert sein. In beiden Gruppen konnte durch die lückenlose Erfassung des OEMGs ein fließender Übergang der Muskelaktivität im kranio- kaudalen Verlauf nachgewiesen werden.

Auch aus vorrangegangenen Untersuchungen an Gesunden ging hervor, dass sich die Aktivitäts- und Koordinationsmuster segmental unterscheiden (Ivanenko et al. 2005; Cappellini et al. 2006; Anders et al. 2007).

Rückenschmerzpatienten wurden meist nur punktuell untersucht (Arendt-Nielsen et al. 1996; Lamothe et al. 2006a; 2006b; van der Hulst et al. 2010a; 2010b), sodass bisher nur wenig über die segmentale Änderung der Aktivitätscharakteristika im kranio-kaudalen Verlauf an Personen mit chronischen Rückenschmerzen bekannt ist.

Wie auch schon bei der zeitunabhängigen Betrachtung deutlich wurde, finden sich in der zeitabhängigen Betrachtung in der Patientengruppe deutlich niedrigere OEMG-Amplituden. Arendt-Nielsen et al. (Arendt-Nielsen et al. 1996) hatten bei Personen mit induzierten Schmerzen beim Gehen in den doppelt unterstützten Phasen und Wang et al. (Wang et al. 2015) an Personen nach lumbalen Fusion beim Nach-vorn-greifen niedrigere Amplituden feststellen können. Weiterhin fanden Fan et al. (Fan et al. 2010) heraus, dass Operationen an der Wirbelsäule zu Muskelatrophie und Fett- bzw. Bindegewebeinlagerungen führen können, welche niedrigere OEMG-Amplituden nach sich zögen. Allerdings scheinen die in allen Phasen des normierten Schrittes deutlich reduzierten Amplituden in der Patientengruppe systematischer Natur zu sein.

In der Gruppe der Patienten 5 bis 10 Jahre nach operativer Stabilisierung der Wirbelsäule zeigen sich im oberen Thorakalbereich drei, von Th8 bis Th9 vier und ab Th10 fünf lokale Amplitudenspitzen.

In beiden Gruppen treten im Lendenwirbelsäulenbereich sowohl zum Zeitpunkt des initialen Bodenkontaktes der kontralateralen sowie der ipsilateralen Ferse Amplitudenpeaks auf, wobei die höchsten Werte in Höhe von L2 erreicht werden. Ähnliche Beobachtungen machten Anders et al. (Anders et al. 2007), wie erwartet zeigten sich zum Zeitpunkt des kontralateralen Fersenkontaktes für die oberflächlichen Fasern des M. multifidus (L5), welche mittels OEMG erfassbar sind (Moseley et al. 2002), exzentrische Kontraktionen (Comerford und Mottram 2001). Weiterhin konnten überraschenderweise konzentrische Kontraktionen während des initialen Bodenkontaktes der ipsilateralen Ferse nachgewiesen werden. Es hat sich also bereits in dieser Studie gezeigt, dass oberflächliche Faseranteile des M. multifidus sowohl stabilisierende als auch mobilisierende Funktionen beim Gehen übernehmen.

Der beschriebene Peak zum Zeitpunkt des ipsilateralen Fersenaufsatzes nimmt in beiden Gruppen nach kranial hin ab und ist ab Th9 nicht mehr nachweisbar, sodass die thorakale paravertebrale Muskulatur in dieser Phase des Gangzyklus keine mobilisierende Funktion hat (Raabe 2011). Auch die Amplitudenspitze während des initialen Bodenkontaktes des kontralateralen Fußes reduziert sich ausgehend von L2 nach kranial in beiden Gruppen, bleibt jedoch bis Th4 als Verlaufskurvenmaximum erhalten. Dem zufolge nimmt die stabilisierende Funktion in dieser Phase des normierten Schrittes zwar nach kranial hin ab, bleibt aber bestehen (Raabe 2011).

Neben den oben genannten zwei Maxima finden sich in der Patientengruppe im Lumbalbereich noch drei weitere: zu Beginn der mittleren Standphase, in der initialen und in der mittleren Schwungphase. Dazwischen werden niedrige Aktivitätsniveaus erreicht, welche in der Standphase deutlich niedriger ausgeprägt sind als in der Schwungphase. Diese lokalen Maxima nehmen alle nach kranial hin leicht ab, wobei nur der Peak zu Beginn der mittleren Standphase und der in der mittleren Schwungphase bis Th4 erhalten bleibt. Ab Th7 ist die Amplitudenspitze in der initialen Schwungphase nicht mehr nachweisbar. In der Probandengruppe findet sich der Peak während der mittleren Schwungphase ab L2 und die lokale Amplitudenspitze zu Beginn der mittleren Standphase ab Th9 in vergleichbarer Ausprägung. Der Peak in der initialen Schwungphase ist in der Probandengruppe in keiner Segmenthöhe zu finden.

Es ist davon auszugehen, dass zu Beginn der mittleren Standphase konzentrische Kontraktionen der ipsilateralen und auf der kontralateralen Körperseite exzentrische Kontraktionen zur Ausrichtung des Rumpfes in der Frontalebene sorgen. In der

Schwungphase kehren sich die Verhältnisse um, da nun die gegensinnige Rumpfrotation von der ipsilateralen Seite gebremst (exzentrisch) und von der kontralateralen Seite initiiert und ausgeführt (konzentrisch) werden muss (Raabe 2011). Interessant ist nun, dass die prozentuale Höhe normiert zum vorkommenden Maximum in der Probandengruppe in beiden Phasen ähnlich groß ist und sich nur verhältnismäßig geringe segmentabhängige Unterschiede zeigen. Die höchsten Werte während der Standphase finden sich im mittleren Thorakalbereich, da hier auch die stärkste Rumpfrotation beim Gehen stattfindet (Gregersen und Lucas 1967) und während der Schwungphase im oberen Lendenwirbelsäulenbereich zur Stabilisierung des Rumpfes.

In der Patientengruppe zeigen sich vergleichsweise deutlich erhöhte Werte in der ipsilateralen Schwungphase, besonders ausgeprägt im Lendenwirbelsäulenbereich und von Th4 bis L1 reduzierte Werte in der Standphase, ab L2 finden sich in beiden Phasen erhöhte Werte. Auch aus Untersuchungen von van der Hulst et al. (van der Hulst et al. 2010a; 2010b) geht hervor, dass Patienten mit Rückenschmerzen in der Stand- und Schwungphase im Lumbalbereich höhere Amplituden zeigen als gesunde Kontrollpersonen. So sind im Lendenwirbelsäulenbereich ipsilateral deutlich höhere exzentrische Kontraktionen in der Schwungphase so wie leicht erhöhte konzentrische Kontraktionen kontralateral nachzuweisen, was vermuten lässt, dass die mobilisierende und stabilisierende Aktivität im Lumbalbereich bei Patienten nach operativer Stabilisierung der Wirbelsäule erhöht ist.

Ein anderes Bild stellt sich im Thorakalbereich dar, hier ist in der ipsilateralen Schwungphase die mobilisierende Aktivität ipsilateral vermindert und die stabilisierende kontralateral erhöht. Dies zeigt, dass sich auch im Thorakalbereich veränderte Koordinationsmuster zeigen, auch wenn bisher noch keine Studie, die Aktivitäts- und Koordinationsmuster der thorakalen Rückenmuskulatur an Patienten mit chronischen Rückenschmerzen untersucht hat.

Wie oben beschrieben finden sich die zusätzlichen Amplitudenspitzen in der Probandengruppe von Th4 bis L2 (Peak in der mittleren Schwungphase), von Th4 bis Th9 (Peak zu Beginn der mittleren Standphase) bzw. gar nicht (lokales Maximum in der initialen Schwungphase). Auf Grund dessen ist davon auszugehen, dass in der Patientengruppe die paravertebrale Muskulatur in Höhe L3 noch stabilisierende Funktionen in der mittleren Schwungphase aufweist, andererseits aber von Th4 bis L3 zusätzliche mobilisierende Aufgaben zu Beginn der mittleren Standphase übernimmt.

Während der initialen Schwungphase finden sich in der Probandengruppe segmenthöhenunabhängig niedrige Aktivitätsniveaus, dem gegenüber wird der Rumpf in der Gruppe der Wirbelsäulen- stabilisierten durch exzentrische Kontraktionen im unteren Thorakal- bis zum mittleren Lumbalbereich zusätzlich stabilisiert.

Diese erweiterten stabilisierenden sowie auch mobilisierenden Funktionen, welche sich für Patienten 5 bis 10 Jahre nach operativer Stabilisierung der Wirbelsäule ergeben, könnten ähnlich wie auch bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen vermutet wird (van der Hulst et al. 2010a; 2010b; Ghamkhar et al. 2015) Ausdruck eines Schutzmechanismus bei drohender Instabilität der Wirbelsäule sein.

Interessant ist, dass beispielsweise van der Hulst et al. (van der Hulst et al. 2010a, 2010b) bei Untersuchungen an Rückenschmerzpatienten in der Schwung- und Standphase kontinuierlich erhöhte Aktivitäten des lumbalen M. erector spinae nachweisen konnten, während sich in der vorliegenden Studie an Patienten nach operativer Spondylodese deutliche lokale Maxima mit dazwischenliegenden Phasen reduzierter Aktivitäten finden lassen, welche dennoch über den prozentualen Werten der Probanden liegen. Es zeigt, dass in der operierten Gruppe exzentrische Kontraktionen während der ipsilateralen Schwungphase zwar vorhanden, aber zu Beginn der Schwungphase deutlich erhöht sind, was wiederum darauf schließen lässt, dass gerade in der initialen Schwungphase, welche sich an das Anheben des ipsilateralen Fußes anschließt eine besonders hohe stabilisierende Kraft der lumbalen paravertebralen Muskulatur nötig ist um den Rumpf in der Frontalebene zu halten.

Versucht man nachzuvollziehen, wie sich die Anteile der einzelnen Segmenthöhen am Gesamt-EMG einer Körperseite im Verlauf des normierten Schrittes entwickeln, ergibt sich ein interessantes Muster. So findet man in der Patientengruppe in der Standphase bzw. kontralateralen Schwungphase im oberen thorakalbereich und im Lumbalbereich erhöhte Anteile am Gesamt-EMG. Dies lässt vermuten dass die konzentrischen Kontraktionen in diesen Bereichen besonders ausgeprägt sind. In der Probandengruppe finden sich die höchsten Anteile im mittleren Thorakalbereich, da auch dort die stärkste Rumpfrotation stattfindet (Gregersen und Lucas 1967). Es scheint dass sich auch die Rumpfbewegungen beim Gehen von Patienten nach Wirbelsäulenstabilisierung und gesunden Kontrollpersonen unterscheiden. Dies ergab sich aus früheren Studien an Patienten mit chronischen Rückenschmerzen (Lamoth et al. 2006a) kann aber an dieser Stelle für die hier untersuchten Patienten aufgrund des Fehlens entsprechender Daten nicht belegt werden.

In der Schwungphase bzw. kontralateralen Standphase finden sich die größten Anteile am Gesamt-EMG einer Körperseite in der Patientengruppe im Lumbalbereich, in der Probandengruppe finden sich erhöhte Anteile vom Lendenbereich bis in den mittleren Thorakalbereich. Die stärkste stabilisierende Funktion übernimmt also in der Patientengruppe ein kleinerer Bereich, dafür aber in stärkerer Ausprägung.

Betrachtet man die Seitendifferenzen im Bezug zum normierten Schritt, stellt man fest, dass sich die Aktivität meist zu Gunsten der Körperseite verschiebt, welche stabilisierende Aufgaben übernimmt. Eine Ausnahme findet sich zu Beginn der mittleren Standphase, hier ist eine Verschiebung zur mobilisierenden Kraft hin feststellbar, was sich auch an der erhöhte mobilisierenden Aktivität in dieser Phase des normierten Schrittes zeigt, welche oben beschrieben wurde.

So sind trotz mechanischer Stabilisierung der Wirbelsäule durch Platte, Knochenspan, Cage oder dorsale Instrumentierung erhöhte stabilisierende Aktivitäten besonders der lumbalen paravertebralen Muskulatur nötig, um evtl. Instabilitäten, welche sich durch Degeneration der der Stabilisierung benachbarter Segmente ergeben, auszugleichen.

Wie auch Anders et al. (Anders et al. 2007) und Raabe (Raabe 2011) in ihren Untersuchungen feststellten, weisen die Ergebnisse dieser Studie entgegen der Einteilung von Comerford und Mottram (Comerford und Mottram 2001) auf eine weitestgehend global stabilisierende Funktion des lumbalen M. erector spinae beim Gehen hin. Comerford und Mottram hatten den M. erector spinae dem global mobilisierenden System zugeordnet. In der Patienten- gruppe zeigen sich diese stabilisierenden Funktionen sogar noch deutlicher und auch in mehr Phasen des normierten Schrittes vergleichen mit den gesunden Kontrollpersonen. Für den thorakalen M. erector spinae ergaben sich in Raabes Studie (Raabe 2011) mobilisierende sowie stabilisierende Eigenschaften, aufgrund der erniedrigten mobilisierenden Funktion der thorakalen paravertebralen Muskulatur, welche sich in der Standphase zeigt, finden sich auch für den thorakalen M. erector spinae in der Gruppe der Patienten überwiegend stabilisierende Eigenschaften. Lediglich zu Beginn der mittleren Standphase, also im Anschluss an das Anheben des kontralateralen Fußes, überwiegen mobilisierende Kräfte.

6.5.2 AKTIVITÄTSCHARAKTERISTIKA DER PARAVERTEBRALEN MUSKULATUR IM KRANIO- KAUDALEN VERLAUF INNERHALB ALLER UNTERSUCHTEN GEHGESCHWINDIGKEITEN

Auch bei der Betrachtung der Amplitudenverlaufskurven im Bezug zum normierten Schritt für alle untersuchten Gehgeschwindigkeiten, zeigen sich die oben erwähnten systematischen Amplitudenunterschiede. So erreichen die Patienten z.T. erst ab 6 km/h ähnlich große absolute Amplituden, wie die Probanden schon bei 2km/h. Eine Ausnahme findet sich in Höhe L3 links, hier werden sogar in der Patientengruppe leicht erhöhte Werte erreicht.

Die Zunahme der OEMG-Amplituden mit steigender Gehgeschwindigkeit, welche sich schon bei der zeitunabhängigen Betrachtung gezeigt hat, beruht hauptsächlich auf einer Steigerung der Amplitudenwerte während einzelner Phasen des Gangzyklus. Das Grundmuster bleibt auch mit steigender Geschwindigkeit weitestgehend erhalten.

Die geschwindigkeitsassoziierten Veränderungen zeigen sich in den verschiedenen Bereichen der paravertebralen Muskulatur in unterschiedlicher Weise. Deshalb ist es sinnvoll, die Rückenmuskulatur in einen oberen und mittleren Thorakalbereich, den thorakolumbalen Übergang und den Lendenwirbelsäulenbereich einzuteilen.

In allen Segmenthöhen steigen die OEMG-Werte mit sich erhöhender Gehgeschwindigkeit und bei Wechsel von 5 nach 6 km/h zeigt sich in allen Höhen der größte Zuwachs. Dies trifft für die Probanden-, wie auch für die Patientengruppe zu.

Im oberen und mittleren Brustwirbelsäulenbereich zeigen sich bei 2 km/h kaum Veränderungen im Verlauf des normierten Schrittes, es finden sich lediglich minimale Amplitudenzunahmen zu Beginn der mittleren Standphase, zum Zeitpunkt des Bodenkontaktes der kontra- lateralen Ferse und in der terminalen Schwungphase. Bei steigender Gehgeschwindigkeit nehmen auch die Amplituden deutlich zu, dies trifft für die beschriebenen Maxima, wie auch für die Phasen dazwischen zu, wobei die Zunahme in den Bereichen der lokalen Amplituden- spitzen stärker ausgeprägt ist. Im Vergleich zeigen sich in der Probandengruppe in den Zwischenphasen deutlich geringere geschwindigkeitsabhängige Veränderungen, so dass die Phasizität in der Kontrollgruppe mit steigender Geschwindigkeit bis 6 km/h ansteigt. Anders zeigt es sich bei den Patienten nach operativer Stabilisierung der Wirbelsäule. Hier steigt die relative Schwankungsbreite nur bis 5 km/h an und fällt für 6 km/h wieder ab, da durch die Erhöhung der Amplituden in allen Phasen des normierten Schrittes der Mittelwert, zu welchem die Maxima bzw. Minima normiert werden, deutlicher ansteigt als in der

Probandengruppe. So ergeben sich für den oberen und mittleren Thorakalbereich der Patientengruppe bei kleinen Geschwindigkeiten eher global stabilisierende Funktionen. Mit steigender Geschwindigkeit nimmt die Phasizität und damit die global mobilisierenden Eigenschaften zu, welche bei 5 km/h ihren Höhepunkt erreichen und sich für 6 km/h wieder in Richtung stabilisierende Funktion verschieben. In der gesunden Kontrollgruppe steigen die mobilisierenden Eigenschaften bis 6 km/h an. Im Bereich des thorakolumbalen Übergangs finden sich von 2 bis 4 km/h nur geringe geschwindigkeitsassoziierte Veränderungen. Nur die Werte im Bereich der lokalen Maxima zu Beginn der mittleren Standphase, zum Zeitpunkt des kontralateralen Fersenaufsatzes und in der terminalen Schwungphase steigen leicht an. Ähnliches zeigt sich auch in der Probandengruppe, sodass der paravertebralen Muskulatur im Bereich des thorakolumbalen Übergangs in niedrigen Gehgeschwindigkeiten bei Patienten wie auch Probanden global mobilisierende Eigenschaften zugeschrieben werden können (Comerford und Mottram 2001). Mit weiterer Erhöhung der Lokomotionsgeschwindigkeit steigen die Werte deutlich stärker an, wobei die Zunahme in den Bereichen der lokalen Amplitudenspitzen weiter überwiegt. Ab 5 km/h zeigt sich in der initialen Schwungphase ein weiteres Maximum, welches beim Wechsel von 5 nach 6 km/h überdurchschnittlich stark zunimmt. In der Probandengruppe ist dieser lokale Peak während der initialen Schwungphase in keiner Gehgeschwindigkeit zu finden und die vorhandenen lokalen Maxima zu Beginn der mittleren Stand- und in der terminalen Schwungphase zeigen eine deutlich geringere geschwindigkeitsabhängige Zunahme, sodass die normierte Schwankungsbreite in der Kontrollgruppe mit steigender Geschwindigkeit bis 6 km/h zunimmt. In der Patientengruppe steigt aufgrund des Anstieges der lokalen Amplitudenspitzen der Mittelwert deutlich stärker an als in der Kontrollgruppe, sodass sich auch für den thorakolumbalen Übergang nur bis 5 km/h steigende Schwankungsbreiten zeigen und diese für 6 km/h wieder abnehmen. Für Patienten wie auch für gesunde Probanden ergeben sich für den M. erector spinae im Bereich des thorakolumbalen Übergangs sowohl global stabilisierende (Anders et al. 2007) als auch global mobilisierende (Comerford und Mottram 2001) Eigenschaften, wobei sich wiederum in der Patientengruppe beim Wechsel von 5 nach 6 km/h eine Reduzierung der Schwankungsbreite und damit auch eine Verschiebung hin zu stabilisierender Funktionen zeigt. Insgesamt finden sich bei den Patienten z.T. deutlich erniedrigte Schwankungsbreiten und damit eine erniedrigte Phasizität.

Im Lumbalbereich findet sich ein ähnliches Bild, nur dass die lokalen Amplitudenspitzen nicht mehr die Werte erreichen, welche sich noch für L1 oder L2 ergaben. Dies stimmt mit den vergleichsweise höchsten zeitunabhängigen Werten, welche sich ebenfalls im oberen Lumbalbereich zeigten überein. Der lokale Amplitudenpeak zum Zeitpunkt des ipsilateralen Fersenaufsatzes steigt auch mit steigender Lokomotionsgeschwindigkeit an, jedoch nicht in dem Maße, wie es sich für die weiteren lokalen Maxima zeigt.

Auch in der Probandengruppe ist eine Zunahme der lokalen Peaks mit steigender Gehgeschwindigkeit zu verzeichnen, wobei das Maximum zum Zeitpunkt des initialen Bodenkontaktes des kontralateralen Fußes am stärksten ansteigt. Die lokal erhöhten Amplituden in der initialen Schwungphase finden sich auch im Lumbalbereich innerhalb keiner Geschwindigkeit. So steigen in beiden Gruppen sowohl die stabilisierende Funktion zum kontralateralen Fersenaufsatz, wie auch die mobilisierende zum ipsilateralen Fersenaufsatz (Raabe 2011) an.

Bei der Betrachtung der Seitendifferenzen im Bezug zum normierten Schritt für alle untersuchten Gehgeschwindigkeiten, findet sich in beiden Gruppen mit zunehmender Gehgeschwindigkeit eine Verschiebung hin zu der Körperseite, welche eher mobilisierende Eigenschaften aufweist. So zeigt sich in der Standphase bzw. kontralateralen Schwungphase eine Verschiebung nach ipsilateral und in der ipsilateralen Schwungphase bzw. kontralateralen Standphase eine Verschiebung nach kontralateral. Dies ergibt sich aus der Verstärkung der Rumpfrotation mit Erhöhung der Gehgeschwindigkeit. Beim Vergleich der Seitendifferenzen der beiden Gruppen zeigt sich, dass die Seitendifferenzen der Probanden tendenziell in Richtung der stabilisierenden Körperseite verschoben sind.

Es zeigt sich also auch bei der Betrachtung aller untersuchten Gehgeschwindigkeiten, dass die paravertebrale Muskulatur der Patienten 5 bis 10 Jahre nach operativer Wirbelsäulenstabilisierung besonders bei einer Lokomotionsgeschwindigkeit von 6km/h eine verstärkte stabilisierende Funktion ausüben muss. Dies könnte Ausdruck eines Schutzmechanismus aufgrund einer drohenden Instabilität der Wirbelsäule sein. Auch Untersuchungen von Lamothe et al. (Lamothe et al. 2006a; 2006b) zeigten eine veränderte Anpassung von Rückenschmerzpatienten an erhöhte Gehgeschwindigkeiten, welche auf Instabilitäten zurückgeführt wurden.

Betrachtet man, wie sich die Anteile der verschiedenen Segmenthöhen am Gesamt-EMG einer Körperseite mit zunehmender Gehgeschwindigkeit entwickeln, fallen

kaum Veränderungen auf. Insgesamt findet sich das oben beschriebene Muster mit erhöhten Anteilen der thorakalen Segmente in der Standphase und höheren Anteilen der lumbalen Segmente in der Schwungphase für jede der untersuchten Lokomotionsgeschwindigkeiten. Also bleiben die eher mobilisierenden Funktionen des thorakalen und die stabilisierenden Eigenschaften des lumbalen M. erector spinae mit steigender Geschwindigkeit erhalten. Die Unterschiede zur Kontrollgruppe findet man fast ausschließlich im Lumbalbereich, in der Standphase bzw. kontralateralen Schwungphase. In diesen Bereichen finden sich auch die beschriebenen lokalen Maxima.

Im Koordinationsmuster der paravertebralen Muskulatur nehmen für die Probanden in allen Segmenthöhen und in allen Phasen des Gangzyklus die prozentualen Werte ab. Diese tendenzielle Abnahme der Werte scheint im Widerspruch zu den wachsenden absoluten OEMG-Amplituden bei Erhöhung der Lokomotionsgeschwindigkeit zu stehen. Beachtet man jedoch die Tatsache, dass das jeweils vorkommende Verlaufskurvenmaximum unabhängig von seiner Höhe 100% gleichgesetzt wurde, passen die verhältnismäßig hohen prozentualen Werte in den niedrigeren Geschwindigkeiten zu den nahezu kontinuierlichen Verlaufskurven. Bei den Patienten ergeben sich einige Ausnahmen. In den Bereichen der lokalen Maxima zu Beginn der mittleren Standphase und in der initialen Schwungphase zeigt sich ab 5 km/h wieder eine Zunahme der prozentualen Werte, die ist durch das überdurchschnittliche Wachstum der lokalen Maxima in diesen Phasen zu erklären. Es ist möglich, dass die erhöhten konzentrischen Kontraktionen zu Beginn der mittleren Standphase der ipsilateralen Körperseite, die Erhöhung der exzentrischen Kontraktionen der kontralateralen Seite in der initialen Schwungphase, welche zeitgleich auf dieser Seite stattfindet, bedingen.

In allen untersuchten Höhen, wie auch in allen Geschwindigkeiten, wird in der Probanden- und auch in der Patientengruppe das Verlaufskurvenmaximum zum Zeitpunkt des kontralateralen Fersenaufsatzes erreicht. Somit scheint es, dass diese Phase im Verhältnis zu den anderen Phasen des normierten Schrittes mit steigender Lokomotionsgeschwindigkeit an Bedeutung gewinnt (Raabe 2011).

6.6 EVALUATION DER HYPOTHESEN

Aus der vorliegenden Studie geht hervor, dass Patienten 5 bis 10 Jahre nach operativer Stabilisierung der Wirbelsäule eine geringere Gehgeschwindigkeit erreichen, als die gesunden Probanden. Dies stimmt mit Ergebnissen überein, welche eine redu-

zierte Lokomotionsgeschwindigkeit von Patienten mit chronischen Rückenschmerzen vergleichen mit gesunden Kontrollpersonen nachgewiesen haben (Lamoth et al. 2002; 2006a).

Wie vermutet unterscheiden sich die Aktivierungs- und Koordinationsmuster der beiden gegenübergestellten Gruppen beim Gehen. Diese Unterschiede sind bis in den oberen Thorakalbereich nachzuweisen. Die detaillierte Beschreibung und Beurteilung der gefundenen Unterschiede erfolgte in den Kapiteln 5 und 6.4. So finden sich in den höheren Geschwindigkeiten niedrigere Phasizitäten, welche teilweise auf die erhöhten lokalen Maxima zu Beginn der mittleren Standphase und in der initialen Schwungphase und auf das deutlich reduzierte Verlaufskurvenmaximum zum Zeitpunkt des kontralateralen Fersenkontaktes zurück gehen. Dieses vermindert phasische Kontraktionsmuster weist auf eine Verstärkung der stabilisierenden Funktion besonders des lumbalen M. erector spinae in der Patientengruppe hin.

Beim Vergleich der gefunden Unterschiede mit denen, welche sich schon aus früheren Untersuchungen an Patienten mit chronischen Rückenschmerzen ergaben, finden sich viele Parallelen aber auch einige Unterschiede. Van der Hulst et al. (van der Hulst et al. 2010a; 2010b) wie auch Arendt-Nielsen et al. (Arendt-Nielsen et al. 1996) fanden im Lumbalbereich in allen Phasen des normierten Schrittest erhöhte Muskelaktivitäten für die Rückenschmerzpatienten. In dieser Studie sind die Aktivitäten nur in bestimmten Phasen des Gangzyklus, besonders zu Beginn der mittleren Standphase und in der initialen Schwungphase erhöht. Weiterhin wurden bisher für Rückenschmerzpatienten noch keine Unterschiede in der Phasizität festgestellt, da die Aktivitäten in allen Phasen des Schrittes ähnlich ansteigen. So zeigen sich für Patienten 5 bis 10 Jahre nach operativer Wirbelsäulenstabilisierung sogar verstärkte stabilisierende Funktionen der paravertebralen Muskulatur, was sich aus den tonischen Muskelaktivitäten schließen lässt. Dies spricht gegen die Vermutung, dass sich weniger stark ausgeprägte Unterschiede zeigen werden. Es scheint also, dass die zusätzliche mechanische Stabilisierung keine den M. erector spinae unterstützende Funktion hat, bzw. dass möglicherweise Anschlussdegenerationen in den benachbarten Segmenten eine stärkere Instabilität der Wirbelsäule zur Folge haben und die verstärkte stabilisierende Funktion einen Schutzmechanismus darstellt.

Auch die erwarteten reduzierten absoluten RMS-Amplituden zeigen sich, allerdings in so ausgeprägtem Maße, dass es sich eher um systematische Amplitudenunterschiede handelt.

6.7 METHODISCHE KRITIKPUNKTE

6.7.1 HETEROGENITÄT UND GRÖÖE DER PATIENTENGRUPPE

Aufgrund der nur verhaltenen Teilnahme an der von uns angebotenen Nachuntersuchung konnten von den 213 eingeladenen Patienten nur 20 männliche Personen in die Studie eingeschlossen werden. Dennoch zeigen sich an einigen Stellen signifikante Unterschiede, was für eine ausreichende Gruppengröße spricht. Da sich die Gruppe in vielen Eigenschaften wie bspw. dem Zeitraum, welche seit der Operation vergangen ist, dem unterschiedlichen Spondylodeseverfahren, sowie der beteiligten Segmente unterscheiden, wurden Untergruppen gebildet (5 Jahre und 10 Jahre; BWK12 – LWK1 und andere Segmente; ventrale OP-Verfahren). Jede dieser Untergruppen wurde separat mit der Probandengruppe verglichen, dabei ergaben sich in allen Untergruppen ähnliche Unterschiede, wie sie auch bei Vergleich der gesamten Patientengruppe nachweisbar waren. Dies veranlasste mich dazu, nur die Ergebnisse darzustellen und zu diskutieren, welche sich beim Vergleich der gesamten Patientengruppe mit der gesunden Kontrollgruppe ergaben.

6.7.2 GEHEN AUF DEM LAUFBAND ALS NICHT NATÜRLICHE LOKOMOTION

Das Gehen auf dem Laufband wird oft als abweichend von dem Gehen auf normalem Untergrund beschrieben (Vogt et al. 2002; Lee et al. 2008).

So postulierten Greig et al. 1993, dass für ältere Personen, welche das Gehen auf einem Laufband nicht gewohnt sind, sehr lange Eingewöhnungsphasen nötig seien, um verlässliche Daten zu gewinnen. Dem gegenüber zeigte sich in einer anderen Studie (Taylor et al. 1996), dass sich nach 4 Minuten Eingewöhnungszeit reliable Daten erfassen lassen, da sich ab dieser Minute keine Veränderung des Gehens mehr zeigt.

Das Laufband bietet viele Vorteile, wie z.B. einen relativ geringen Platzbedarf, eine Reproduzierbarkeit der Untersuchungsbedingungen, eine konstante Gehgeschwindigkeit zu jedem Zeitpunkt der Messung und die Möglichkeit Schrittzyklen kontinuierlich zu dokumentieren (White et al. 1998). Auch unterscheiden sich die Bodenreaktionskräfte beim Gehen auf dem Laufband nicht wesentlich von denen beim Gehen auf normalem Untergrund (White et al. 1998), so dass sich die Verwendung von Laufbändern bei der Ganganalyse durchsetzte. Trotzdem ist nicht ganz klar, ob sich Daten, welche auf dem Laufband gewonnen wurden, mit solchen, welche während

des normalen Gehens auf ebenen Untergrund ermittelt wurden, vergleichen lassen (van der Hulst et al.2010b).

Durch den Gebrauch eines Laufbandes wurde es weiterhin möglich, die OEMG-Daten mittels Kabel kontinuierlich zu erfassen und die Position der Elektroden, sowie das Gangbild zeitgleich mit den eingehenden Signalen zu kontrollieren (Raabe 2011). Da in beiden Studien Laufbanddaten verwendet wurden sind selbst bei vorhandenen Unterschieden zur Lokomotion auf normalem Untergrund entsprechend gleichsinnige Effekte anzunehmen, die die getroffenen Aussagen demnach nicht beeinflussen.

7. SCHLUSSFOLGERUNGEN

Die Ergebnisse dieser vorliegenden Studie zeigen, dass Patienten 5 bis 10 Jahre nach operativer Stabilisierung der Wirbelsäule veränderte Aktivierungs- und Koordinationsmuster der paravertebralen Muskulatur aufweisen, welche nicht nur über den fusionierten Segmenten nachweisbar sind, sondern auch zu kompensatorischen Veränderungen in weiter entfernten Wirbelsäulenabschnitten führen.

Insgesamt findet sich in der Patientengruppe eine gesteigerte stabilisierende Funktion der paravertebralen Muskulatur. Besonders in höheren Lokomotionsgeschwindigkeiten mit verstärkter Rumpfbewegung finden sich in der Patientengruppe deutlich erniedrigte Phasizitäten, welche trotz zusätzlicher mechanischer Stabilisierung notwendig werden. Weiterhin zeigt sich eine Verschiebung der Muskelaktivität hin zur Körperseite, welche in der jeweiligen Gangphase stabilisierende Eigenschaften aufweist.

Diese veränderte Muskelaktivität lässt eine chronische Instabilität der passiven Wirbelsäulenbestandteile im Sinne einer Anschlussdegeneration, wie sie in 70 % der Fälle nach lumbaler Fusionsoperation nachweisbar ist, als Ursache vermuten und ist in diesem Zusammenhang am ehesten als kompensatorischer Schutzmechanismus zu werten.

Die in der Patientengruppe erniedrigte maximal erreichte Gehgeschwindigkeit ist auch ein Hinweis dafür, dass zum Schutz vor einer bei höherer Geschwindigkeit drohenden Instabilität und der resultierenden Notwendigkeit einer verstärkten stabilisierenden Muskelfunktion, größere Gehgeschwindigkeiten vermieden werden.

Für die Zukunft stellt sich die Frage, ab welchem Zeitraum nach operativer Spondylodese diese Kompensationsmechanismen einsetzen und inwieweit die Anschlussdegeneration bzw. die Instabilität dieser Veränderungen vorrausgehen, oder ob ein gezieltes Training der betroffenen paravertebralen Muskulatur im frühen Rehabilitationsprozess nach operativer Stabilisierung der Wirbelsäule einer Anschlussdegeneration vorbeugen und damit eine chronische Instabilität der passiven Strukturen der Wirbelsäule hinauszögern oder gar verhindern kann.

Interessant ist außerdem, dass sich in der Operiertengruppe ähnliche Veränderungen in den Aktivierungs- und Koordinationsmustern zeigen, wie sie auch bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen nachweisbar sind, welche ebenfalls als Ausdruck einer Instabilität gewertet werden.

Somit könnten von einem gezielten Training der paravertebralen Muskulatur nicht nur Patienten nach Wirbelsäulenoperation profitieren, sondern auch Rückenschmerzpatienten profitieren.

8. LITERATUR- UND QUELLENVERZEICHNIS

- Allison GT, Marshall RN, Singer KP. 1993. EMG signal amplitude normalization technique in stretch-shortening cycle movements. *Journal of electromyography and kinesiology*, 3 (4):236–244.
- Anders C., Schumann NP, Scholle HC, Witte H, Zwiener U. 1991. Quantifizierung von Artefakten im Oberflächen-EMG zur Validierung der unteren Grenzfrequenz bei klinisch-physiologischen Untersuchungen. *EEG-EMG Zeitschrift für Elektroenzephalographie, Elektromyographie und verwandte Gebiete*, 22 (1):40–44.
- Anders, C, Scholle HC, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A. 2005. Trunk muscle co-ordination during gait: Relationship between muscle function and acute low back pain. *Pathophysiology*, 12 (4):243–247.
- Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, Scholle HC. 2007. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17 (2):245–252.
- Arendt-Nielsen L, Graven-Nielsen T, Sværre H, Svensson P. 1996. The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study, *Pain*, 64 (2):231–240.
- Atwood HL., Mackay WA, Walden J. 1994. *Neurophysiologie: Text-, Bild-Manual*. Stuttgart [etc.]: Schattauer.
- Augat, D. 2013. Biomechanik der Wirbelsäule. In: Bühren V, Josten C, Hrsg. *Chirurgie der verletzten Wirbelsäule: Frakturen, Instabilitäten, Deformitäten*. Berlin: Springer, 6-8
- Basmajian, JV, De Luca CJ. 1985. *Muscles alive: Their functions revealed by electromyography*. 5.Aufl. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Baum DS. 2009. Versorgungsstrategien von Wirbelfrakturen des thorakolumbalen Übergangs: Grenzen der alleinigen dorsalen Stabilisierung [Dissertation]. Göttingen: Georg-August-Universität.
- Berg F, und Cabri J, Hrsg. 2007. *Angewandte Physiologie 3: Physiofachbuch 3*, 2.Aufl. Stuttgart [u.a.]: Thieme.
- Bergmark A. 1989. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, 230:1–54.
- Bühren V, und Josten C, Hrsg. 2013. *Chirurgie der verletzten Wirbelsäule: Frakturen, Instabilitäten, Deformitäten*. Berlin: Springer.
- Bühren V, Josten C. 2013. Struktur und Organisation eines Wirbelsäulenzentrums. In: Bühren V, Josten C, Hrsg. *Chirurgie der verletzten Wirbelsäule: Frakturen, Instabilitäten, Deformitäten*. Berlin: Springer, 1-4
- Burden AM, Bartlett R. 1999. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Medical engineering & physics*, 21 (4):247–257.
- Burden AM, Trew M, Baltzopoulos V. 2003. Normalisation of gait EMGs: a re-examination. *Journal of electromyography and kinesiology*, 13 (6):519–532.
- Burden AM. 2010. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of electromyography and kinesiology*, 20 (6):1023–1035.
- Cappellini G. 2006. Motor Patterns in Human Walking and Running. *Journal of Neurophysiology*, 95 (6):3426–3437.

- Carbi J. 2007. Testverfahren am Bewegungsapparat: Kinesiologische Elektromyographie. In: Berg F, Carbi J, Hrsg. Angewandte Physiologie 3. Stuttgart [u.a.]: Thieme, 225–228.
- Chapman AR, Vicenzino B, Blanch P, Knox JJ, Hodges PW. 2010. Intramuscular fine-wire electromyography during cycling: repeatability, normalisation and a comparison to surface electromyography. *Journal of electromyography and kinesiology*, 20 (1):108–117.
- Cholewicki J, McGill SM. 1996. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 11 (1):1–15.
- Clarys JP. 2000. Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics* 43 (10):1750–1762.
- Comerford JM, Mottram SL. 2001. Movement and stability dysfunction-contemporary developments. *Manual therapy*, 6 (1):15–26.
- De Luca CJ. 1997. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of applied Biomechanics* 13 (2):135–163.
- De Sèze M, Falgairolle M, Viel S, Assaiante C, Cazalets JR. 2008. Sequential activation of axial muscles during different forms of rhythmic behavior in man. *Experimental brain research*, 185 (2):237–247.
- Dierkes M. 2011. Rumpfstabilisation. In: Marquardt M, Hrsg. Laufanalyse, Stuttgart: Thieme, 183–190.
- Disch AC, Schmoelz W, Matziolis G, Schneider SV, Knop C, Putzier M. 2008. Higher risk of adjacent segment degeneration after floating fusions: long-term outcome after low lumbar spine fusions. *Journal of spinal disorders & techniques*, 21 (2):79–85.
- Drenckhahn D, Christ B, Hrsg. 2008. Zellen- und Gewebelehre, Entwicklungslehre, Skelett- und Muskelsystem, Atemsystem, Verdauungssystem, Harn- und Genitalsystem. Anatomie 1, 17. Aufl. München: Elsevier, Urban & Fischer.
- Dubo HI, Peat M, Winter DA, Quanbury AO, Hobson DA, Steinke T, Reimer G. 1976. Electromyographic temporal analysis of gait: normal human locomotion. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 57 (9):415–420.
- Fakler B, Fahlke D. 2007. Grundlagen zellulärer Erregbarkeit. In: Schmidt RF, Lang F, Hrsg. Physiologie des Menschen: Mit Pathophysiologie, Springer-Lehrbuch. Berlin, Heidelberg: Springer Medizin Verlag Heidelberg, 56–78
- Fan SW, Hu ZJ, Zhao FD, Zhao X, Huang Y, Fang X. 2010. Multifidus muscle changes and clinical effects of one-level posterior lumbar interbody fusion: minimally invasive procedure versus conventional open approach. *European spine journal*, 19 (2):316–324.
- Freiwald J, Baumgart C, Konrad P. 2007. Einführung in die Elektromyographie: Sport – Prävention - Rehabilitation. Balingen: Spitta.
- Ghamkhar L, Kahlaee AH. 2015. Trunk Muscles Activation Pattern During Walking in Subjects With and Without Chronic Low Back Pain: A Systematic Review. *PM & R: the journal of injury, function, and rehabilitation*.
- Goff B. 1972. The application of recent advances in neurophysiology to Miss M. Rood's concept of neuromuscular facilitation. *Physiotherapy*, 58 (12):409–415.
- Gonschorek O, Bühren V. 2006. Verletzungen der thorakolumbalen Wirbelsäule. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*, 1 (3):195–219.
- Goto K, Tajima N, Chosa E, Totoribe K, Kubo S, Kuroki H, Arain T. 2003. Effects of lumbar spinal fusion on the other lumbar intervertebral levels (three-dimensional finite element analysis). *Journal of orthopaedic science*, 8 (4):577–584.

- Götz-Neumann K. 2011. Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie. 3.Aufl. Stuttgart [u.a.]: Thieme.
- Gracovetsky S. 1985. An hypothesis for the role of the spine in human locomotion: a challenge to current thinking. *Journal of biomedical engineering*, 7 (3):205–216.
- Gregersen GG, Lucas DB. 1967. An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 49 (2):247–262.
- Greig CF, Skelton BD, Mahmud S, Young A. 1993. Treadmill walking in old age may not reproduce the real life situation. *Journal of the American Geriatrics Society* 41 (1):15–18.
- Hanada EY, Johnson M, Hubley-Kozey C. 2011. A comparison of trunk muscle activation amplitudes during gait in older adults with and without chronic low back pain. *PM & R: the journal of injury, function, and rehabilitation*, 3 (10):920–928.
- Hemmelmann C, Horn M, Susse T, Vollandt R, Weiss S. 2005. New concepts of multiple tests and their use for evaluating high-dimensional EEG data. *Journal of Neuroscience Methods*, 142 (2):209–217.
- Hermens H J, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology*, 10 (5): 361–374.
- Holm S. 1979. A simple sequentially rejective multiple test procedure. *Scandinavian Journal of Statistics*, 6:65–70.
- Ivanenko YP, Cappellini G, Dominici N, Poppele RE, und Lacquaniti F. 2005. Coordination of locomotion with voluntary movements in humans. *The Journal of neuroscience*, 25 (31):7238–53.
- Junghanns H. 1951. Die funktionelle Pathologie der Zwischenwirbelscheiben als Grundlage für klinische Betrachtungen. *Langenbecks Archiv für Klinische Chirurgie*, 267 (1):393–417.
- Klose C, List M. 2008. Physiotherapie in der Traumatologie. 5.Aufl. Berlin: Springer.
- Knop C, Blaut M., Bastian L, Lange U, Kesting J, Tscherne H. 1997. Frakturen der thorakolumbalen Wirbelsäule: Spätergebnisse nach dorsaler Instrumentierung und ihre Konsequenzen. *Unfallchirurg*, (100):630–639.
- Knutson LM., Soderberg GL, Ballantyne BT, Clarke WR. 1994. A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. *Journal of electromyography and kinesiology*, 4 (1):47–59.
- Konrad P. 2005. EMG-Fibel: Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie.
- Kramers-de Quervain I.A, Stüssi E, Stacoff A. 2008. Ganganalyse beim Gehen und Laufen. *Schweizerische Zeitschrift für "Sportmedizin und Sporttraumatologie"*, (56):35–42.
- Lamoth CJC, Daffertshofer A, Meijer OG, Beek PJ. 2006a. How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk-pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. *Gait & posture*, 23 (2):230–239.
- Lamoth CJ, Daffertshofer A, Meijer OG, Moseley GL, Wuisman PI, Beek PJ. 2004. Effects of experimentally induced pain and fear of pain on trunk coordination and back muscle activity during walking. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 19 (6):551–563.
- Lamoth CJC, Meijer OG, Wuisman PI, van Dieën JH, Levin MF, Beek PJ. 2002. Pelvis-

- thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine*, 27 (4):92-99.
- Lamoth CJC, Meijer OG, Daffertshofer A, Wuisman, PI, Beek PJ. 2006b. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *European Spine Journal*, 15 (1):23–40.
- Larivière C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P. 2002. Evaluation of measurement strategies to increase the reliability of EMG indices to assess back muscle fatigue and recovery. *Journal of electromyography and kinesiology*, 12 (2):91–102.
- Lee SJ, Hidler J. 2008. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md.: 1985), 104 (3):747–755.
- Levin DA, Hale JJ, Bendo JA. 2007. Adjacent segment degeneration following spinal fusion for degenerative disc disease. *Bulletin of the NYU hospital for joint diseases*, 65 (1):29–36.
- Linke W, Pfitzer G. 2010. Kontraktionsmechanismen. In: Schmidt RF, Lang F, Heckmann M, Hrsg. *Physiologie des Menschen: Mit Pathophysiologie*. Heidelberg: Springer-Medizin-Verlag, 98-116.
- Magerl FM, Aebi S, Gertzbein D, Harms J, Nazarian S. 1994. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *European spine journal*, 3 (4):184–201.
- Marquardt M, Hrsg. 2011. *Laufanalyse*. Stuttgart: Thieme.
- McGill KC. 2004. Surface electromyogram signal modelling. *Medical & biological engineering & computing*, 42 (4):446–454.
- Merkel P, Hauck S, Zentz F, Bühren V, Beisse R. 2008. Wirbelsäulenverletzung im Sport. *Der Unfallchirurg*, 111 (9):711–718.
- Mörl F, Anders C, Grassme R. 2010. An easy and robust method for ECG artifact elimination of SEMG signals Aalborg: Omnipress.
- Moseley GL, Hodges PW, Gandevia SC. 2002. Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine*, 27 (2):29-36.
- Ng JK, Kippers V, Richardson CA. 1998. Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 38 (1):51–58.
- Oddsson LIE, De Luca CJ. 2003. Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md.: 1985), 94 (4):1410–1420.
- Perry J. 1992. *Gait analysis: Normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK.
- Pfeifer K, Vogt L, Banzer W. 2003. Standards der Sportmedizin EMG: Kinesiologische Elektromyographie (EMG). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54 (11): 331–332.
- Putz R, Müller-Gerbl M. 2008. Rumpf. In: Drenckhahn D, Christ B, Hrsg. *Zellen- und Gewebelehre, Entwicklungslehre, Skelett- und Muskelsystem, Atemsystem, Verdauungssystem, Harn- und Genitalsystem*, München: Elsevier, Urban & Fischer, 412-481
- Putzier M. 2010. *Konzepte zur Optimierung implantatbasierter Therapieverfahren für hochgradig degenerierte Segmente der Lendenwirbelsäule [Habilitation]*. Berlin: Charié.
- Raabe SM. 2011. *Oberflächenelektromyographische Detailanalyse der Rumpfmuskelkoordination bei statischen und dynamischen Belastungen abgestufter Intensitäten [Dissertation]*. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.

- Reinhold M, Knop C, Beisse R, Audigé L, Kandziora F, Pizanis A, Pranzl R, Gercek E, Schultheiss M, Weckbach A, Bühren V, Blauth M.. 2009. Operative Behandlung traumatischer Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Der Unfallchirurg*, 112 (2):149–167.
- Rose J, Gibson Gamble J. 2006. *Human walking*, 3.Aufl. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Schmidt RF, Lang F, Heckmann M, Hrsg. 2010. *Physiologie des Menschen: Mit Pathophysiologie*, 30.Aufl.Heidelberg: Springer-Medizin-Verlag
- Schünke M, Schulte E, Schumacher U. 2011. *Prometheus Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem: LernAtlas der Anatomie*. Prometheus, 3.Aufl.Stuttgart: Thieme.
- Taylor NF, Evans OM, Goldie PA. 1996. Angular movements of the lumbar spine and pelvis can be reliably measured after 4 minutes of treadmill walking. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), 11 (8):484–486.
- Valerius KP. 2006. *Das Muskelbuch: Funktionelle Darstellung der Muskeln des Bewegungsapparates*, 2.Aufl. Stuttgart: KVM.
- van der Hulst M, Vollenbroek-Hutten MM, Rietman JS, Hermens HJ. 2010a. Lumbar and abdominal muscle activity during walking in subjects with chronic low back pain: support of the "guarding" hypothesis? *Journal of electromyography and kinesiology*, 20 (1):31–38.
- van der Hulst M, Vollenbroek-Hutten MM, Rietman JS, Schaake L, Groothuis-Oudshoorn KG, Hermens HJ. 2010b. Back muscle activation patterns in chronic low back pain during walking: a "guarding" hypothesis. *The Clinical journal of pain*, 26 (1):30–37.
- van Dieën JH, Selen LPJ, Cholewicki J. 2003. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *Journal of electromyography and kinesiology*, 13 (4):333–351.
- Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. 2002. Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), 17 (2):162–165.
- Wang TY, Pao JL, Yang RS, Jang JSR, Hsu WL. 2015. The adaptive changes in muscle coordination following lumbar spinal fusion. *Human movement science*, 40:284–297.
- White SC, Yack HJ, Tucker CA, Lin HY. 1998. Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Medicine and science in sports and exercise* 30 (10):1537–1542.
- Yang JF, Winter DA. 1984. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis.[Abstract] *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 65 (9):517–521.

9. ANHANG

9.1 AO-KLASIIIFIKATION

A	Kompression Höhenverlust des Wirbelkörpers, intakter dorsaler Ligamentkomplex	1	Impaktionsbruch 1 Deckplattenimpression 2 Keilfraktur 3 Wirbelkörperimpaktion
		2	Spaltbruch 1 sagittale 2 frontal 3 Kneifzangenbruch
		3	Berstungsbruch 1 inkomplette 2 Berstungsspalt 3 komplette
B	Distraktion horizontale Zerreißung einer oder beider Säulen oder aller drei Säulen mit querer Bandruptur	1	Zerreißung durch die Intervertebralgelenke (Hyperflexion) 1 mit ventraler Zerreißung der Bandscheibe 2 mit ventraler Wirbelkrperkompression
		2	Fraktur durch den Wirbelbogen (Hyperflexion) 1 mit ventraler horizontaler Wirbelkörperfraktur 2 mit ventraler Zerreißung der Bandscheibe 3 mit ventraler Wirbelkrperkompression
		3	Zerreißung durch ventrales Bandscheibenfach (Hyperextensionstrauma) 1 Hyperextensionssubluxation, ohne hintere Elemente 2 Hyperextensionspondylolyse 3 komplette hintere Luxation
C	Rotation Zerreißung aller längsverlaufender Bänder	1	Typ A mit Rotationsverletzung
		2	Typ B mit Rotationsverletzung
		3	Rotationsscherbrche

Tabelle 9.1: AO Klassifikation n. Magerl der Wirbelsäulenverletzungen (Magerl 1994)

9.2 MESSPROTOKOLL

Protokoll

Name: _____ Probandennr.: _____

geb: _____ Datum: _____

Größe: _____ cm Gewicht: _____ kg

AD 2048/s, Konfiguration

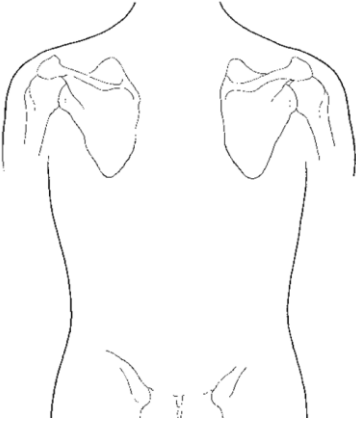
Bipolar: gain 1000, $\pm 10V$, erste Steckerserie

Monopolar: gain 1000, $\pm 5V$, zweite und dritte Steckerserie

Muskel	Kanalbelegung	Lokalisation
Rectus abdominis:	li 1 re 9	Bipo , caudale Elektrode Höhe Nabel, 4cm von Mitte, vertikal
Obliquus internus:	li 2 re 10	Bipo , medial Inguinalfalte, Höhe SIAS, horizontal
Obliquus externus:	li 3 re 11	Bipo , Unterhalb tiefster Punkt Rippenbogen, auf Linie von dort zum kontralateralen Tuberculum pubicum, direkt an Rippenbogen
Iliocostalis:	li 4 re 12	Bipo , Höhe L2, medial d. Linie SIPS-Unterkante Rippenbogen
Druck-Sensor:	li 7 re 15	Mit Pflaster unter Ferse kleben, Schrittrigger
EKG:	8	Herzachse + Erde auf Sternum
Erectus spinae:	li 17-32 re 33-48	Mono , á 16 Elektroden (2 Streifenelektroden) beginnend L5 auf Muskelbauch ca. 3cm paravertebral nach cranial

Ereignis: _____ VAS: _____ /100

Narbenverlauf:

	C7 Th3 TH7 L4
---	--

Test: Laufband

VOR dem Gerät:

Referenz 1: Stehen in Ruhe, Arme normal ca. **20s** _____ . mes

Geschwindigkeiten laut Randomisierungsprotokoll jeweils ca. **45s**

Geschwindigkeit	Datei
_____ km/h	_____ . mes
_____ km/h	_____ . mes
_____ km/h	_____ . mes
_____ km/h	_____ . mes
_____ km/h	_____ . mes

VOR dem Gerät:

Referenz 2: Stehen in Ruhe, Arme normal ca. **20s** _____ . mes

Besonderheiten:

Test: Centaur

VOR dem Gerät:

Referenz 3: Stehen in Ruhe, Arme Arbeitshaltung ca. **20s** _____ . mes

IM Centaur:

Referenz 4: Stehen in Ruhe, Arme normal ca. **20s** _____ . mes

Referenz 5: Stehen in Ruhe, Arme Arbeitshaltung ca. **20s** _____ . mes

Statik: **Messzeit** immer **5s**, jeweils 1 Messung

Kipprichtung: Vorkippung in Bauchlage/Rückkippung in Rückenlage, jeweils in Winkelposition von: 5°, 10°, 20°, 30°, 45°, 60° und 90°

Vorkippung		Rückkippung	
Winkel	Datei	Winkel	Datei
V < 5°	_____ . mes	R < 5°	_____ . mes
V < 10°	_____ . mes	R < 10°	_____ . mes
V < 20°	_____ . mes	R < 20°	_____ . mes
V < 30°	_____ . mes	R < 30°	_____ . mes
V < 45°	_____ . mes	R < 45°	_____ . mes
V < 60°	_____ . mes	R < 60°	_____ . mes
V < 90°	_____ . mes	R < 90°	_____ . mes

IM Centaur:

Referenz 6: Stehen in Ruhe, Arme normal ca. **20s** _____ . mes

Referenz 7: Stehen in Ruhe, Arme Arbeitshaltung ca. **20s** _____ . mes

VOR dem Gerät:

Referenz 8: Stehen in Ruhe, Arme normal ca. **20s** _____ . mes

Referenz 9: Stehen in Ruhe, Arme Arbeitshaltung ca. **20s** _____ . mes

Besonderheiten:

VAS: ____ /100

9.3 TABELLEN FÜR AUSGEWÄHLTE ZEITUNABHÄNGIGE DATEN

n=20 (alle)	2 km/h	3 km/h	4 km/h	5 km/h	6 km/h
L3 l	13,0 (3,3/2,3)	12,4 (3,3/2,0)	11,7 (3,3/1,9)	10,9 (2,2/1,4)	11,3 (1,8/0,9)
L2 l	11,7 (2,6/1,3)	12,5 (1,4/2,4)	11,1 (1,0/1,1)	10,7 (0,6/0,8)	10,7 (1,0/1,1)
L1 l	10,2 (1,5/1,2)	10,6 (0,6/1,4)	9,9 (0,9/1,3)	9,4 (1,1/0,9)	9,4 (1,3/0,4)
Th12 l	9,6 (0,5/1,9)	9,2 (0,8/1,3)	9,1 (0,6/1,3)	8,6 (0,5/0,7)	9,1 (0,6/0,7)
Th11 l	8,5 (0,4/1,3)	7,9 (0,7/0,7)	7,6 (0,4/0,6)	7,7 (0,6/0,8)	8,0 (1,7/0,7)
Th10 l	7,2 (0,6/0,6)	6,9 (1,3/0,4)	7,4 (0,8/0,8)	7,2 (0,8/0,4)	7,2 (1,7/0,6)
Th9 l	7,0 (1,0/0,8)	7,4 (0,4/1,1)	7,6 (0,3/1,0)	7,6 (0,5/1,0)	7,1 (0,6/0,7)
Th8 l	6,5 (1,2/1,0)	6,8 (0,9/0,8)	6,7 (0,5/0,4)	7,1 (0,4/0,6)	7,1 (0,2/0,8)
Th7 l	6,3 (1,1/1,1)	6,4 (0,5/0,4)	6,8 (0,6/0,4)	6,8 (2,1/0,4)	7,2 (0,7/1,3)
Th6 l	5,8 (1,3/0,6)	6,2 (1,2/0,6)	7,1 (1,4/1,7)	6,6 (2,5/0,9)	6,3 (1,4/0,7)
Th5 l	6,0 (1,4/1,6)	5,6 (2,9/0,7)	6,5 (1,2/1,2)	6,7 (2,3/1,4)	6,6 (1,9/1,7)
Th4 l	5,8 (1,4/1,3)	6,3 (1,5/1,7)	6,5 (1,6/1,3)	6,8 (0,9/2,0)	6,9 (0,9/1,4)
L3 r	11,0 (3,4/3,5)	10,8 (1,9/3,3)	10,0 (1,4/2,1)	9,5 (1,3/1,3)	10,4 (1,6/1,1)
L2 r	10,6 (1,5/2,5)	9,9 (1,9/1,8)	9,0 (2,0/0,5)	9,1 (0,8/0,7)	10,2 (0,5/1,2)
L1 r	9,3 (1,2/0,8)	9,4 (0,4/0,8)	9,1 (1,1/0,6)	8,8 (1,2/0,8)	8,8 (1,7/0,5)
Th12 r	8,7 (1,1/1,2)	8,5 (1,2/1,2)	8,6 (1,0/1,1)	8,6 (1,1/1,6)	8,5 (1,3/1,0)
Th11 r	8,4 (0,4/0,6)	8,5 (0,3/0,8)	8,4 (0,8/0,9)	8,1 (1,0/1,0)	8,0 (0,7/0,9)
Th10 r	7,5 (1,4/0,7)	7,4 (1,8/0,5)	7,7 (1,3/0,5)	7,6 (0,9/0,8)	7,4 (1,8/0,5)
Th9 r	7,4 (1,0/0,6)	7,6 (0,7/1,3)	7,7 (0,8/1,3)	7,4 (0,6/0,8)	7,7 (0,5/1,0)
Th8 r	7,5 (0,8/1,6)	7,1 (1,4/1,0)	7,3 (0,9/0,9)	7,2 (1,3/0,9)	7,6 (0,3/0,7)
Th7 r	6,9 (2,6/1,1)	7,8 (0,8/1,3)	7,6 (0,7/0,6)	7,7 (1,5/1,0)	7,9 (1,0/1,5)
Th6 r	7,1 (1,5/1,6)	7,5 (1,1/1,3)	7,4 (1,9/0,9)	7,1 (2,6/0,7)	7,2 (2,1/1,2)
Th5 r	8,2 (0,7/3,2)	7,6 (2,3/2,1)	7,6 (1,1/2,3)	7,6 (1,9/1,7)	6,7 (2,5/0,8)
Th4 r	7,1 (2,1/1,1)	7,6 (0,7/1,6)	6,7 (1,3/0,2)	7,1 (2,2/0,6)	6,9 (2,0/1,3)

Tabelle 9.2: relative Amplituden als prozentualer Anteil einer Segmenthöhe am Gesamt-EMG einer Körperseite, dargestellt ist der Median mit oberem und unterem Quartil. Die markierten Felder zeigen signifikante Unterschiede (U-Test) zur Probandengruppe an. Rosa markierte Felder zeigen an, dass der Wert der Patienten signifikant kleiner ist, hellblau markierte Felder zeigen an, dass der Wert der Patienten signifikant größer ist als der der Probanden.

n=20(alle)	2 km/h	3 km/h	4 km/h	5 km/h	6 km/h
L3 l	207,1 (43,1/43,6)	249,4 (37,9/52,9)	263,2 (26,9/37,7)	263,4 (34,5/66,7)	216,0 (48,7/42,8)
L2 l	217,3 (31/42,8)	247,0 (48,8/20,8)	275,6 (25,9/26,7)	299,7 (22,1/79,9)	245,6 (43,9/45,8)
L1 l	207,1 (42,3/31,1)	249 (25,4/39,2)	258,8 (70,8/40,8)	277,7 (82,8/82,3)	227,5 (55,6/24,9)
Th12 l	193,4 (45/39,6)	223,3 (63,6/30,2)	244,6 (60,3/48)	223,2 (120,6/22,8)	203,7 (83/19,1)
Th11 l	176,1 (62,2/39,8)	207,5 (45,4/49)	227,8 (94,4/61,5)	227,5 (94,7/43,9)	189,1 (69,3/13,9)
Th10 l	168,8 (83,6/31,5)	202,3 (36,7/31,9)	214,1 (119,4/42,1)	241,6 (48,3/61,3)	197,8 (48,1/29,9)
Th9 l	161,0 (44,7/46,6)	183,1 (20/55,6)	192,9 (65,7/18)	214,0 (15,6/33,1)	184,8 (43,1/25,7)
Th8 l	143,2 (22,5/45)	152,7 (30,9/35,7)	185,0 (21,5/49,3)	166,2 (42,8/16,3)	197,5 (19,2/27,4)
Th7 l	118,3 (38,1/30,8)	139,2 (34,7/21,6)	157,7 (40,1/18,6)	168,3 (32,7/26,1)	173,0 (25,6/24,4)
Th6 l	114,1 (21,3/40,9)	139,6 (36/25,8)	167,5 (32,6/33,4)	170,9 (43,0/20,7)	173,4 (36,7/48,3)
Th5 l	102,2 (17,1/24)	129,8 (23,1/19,2)	170,3 (46,8/30,5)	192,3 (20,7/41,0)	175,4 (49,5/46,6)
Th4 l	88,8 (20,0/7,5)	125,4 (24,6/26,2)	156,0 (40,8/18,9)	169,8 (26,0/27,2)	156,2 (24,0/27,3)
L3 r	169,3 (57,2/14,8)	214,1 (68,3/33,7)	237,8 (93,3/49,8)	239,2 (71,1/39,2)	187,0 (97,4/39,7)
L2 r	184,9 (30,5/35,3)	243,7 (24,2/51)	277,9 (37,7/54,3)	286,4 (28,1/90,6)	251,6 (50,5/73,1)
L1 r	179,8 (33,3/14,4)	230,1 (65,1/41,4)	281,7 (55,9/85,9)	286,0 (39,4/69,4)	237,8 (50,0/38,9)
Th12 r	181,3 (25,7/43,9)	216,9 (47,4/34,6)	246,2 (47,8/53,0)	281,9 (20,8/80,0)	222,0 (33,9/18,6)
Th11 r	155,7 (35,8/27,3)	195,9 (72,2/17,7)	232,4 (26,2/51,9)	241,5 (18,5/51,7)	204,5 (10,7/17,0)
Th10 r	142,2 (35,6/27,2)	180,4 (47,8/37,5)	204,6 (58,6/46)	219,0 (27,5/56,4)	177,9 (46,0/31,3)
Th9 r	141,0 (22,9/32,2)	174,9 (38,3/43,6)	181,7 (47,4/31,4)	189,1 (51,7/27,3)	182,4 (36,3/38,6)
Th8 r	135,2 (29,7/27)	163,4 (56,8/31,7)	186,0 (63,2/36,7)	205,5 (73,2/67,8)	180,9 (74,2/39,7)
Th7 r	120,8 (32,1/30)	149,3 (36/26,6)	194,0 (27,5/58,4)	169,3 (76,3/25,7)	181,0 (58,3/42,7)
Th6 r	119,6 (49,8/36,4)	150,9 (53,3/32,6)	171,5 (48,3/29,0)	204,0 (41,8/52,3)	160,6 (49,6/18,3)
Th5 r	100,2 (35,4/14,6)	133,2 (47,0/22,6)	157,0 (88,9/32,6)	164,4 (54,5/20,4)	167,3 (41,8/14,2)
Th4 r	92,6 (22,2/20)	130,4 (27,8/28,2)	131,5 (60,9/24,9)	145,7 (67,8/30,4)	149,6 (35,5/15,7)

Tabelle 9.3: relative Schwankungsbreiten, dargestellt ist der Median mit oberem und unterem Quartil. Die markierten Felder zeigen signifikante Unterschiede (U-Test) zu Probandengruppe an. Rosa markierte Felder zeigen an, dass der Wert der Patienten signifikant kleiner ist, hellblau markierte Felder zeigen an, dass der Wert der Patienten signifikant größer ist als der der Probanden.

9.4 LEBENSLAUF

Persönliche Daten

Name:	Tennstedt
Vorname:	Christin
Geburtsdatum:	14. Dezember 1988
Geburtsort:	Heiligenstadt
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Familienstand:	ledig
Anschrift:	Friedhofsweg 1d, 37308 Mangelrode

Schulbildung

08/1995 - 03/1998	Staatliche Grundschule Theodor Storm Heilbad Heiligenstadt
03/1998 – 07/1999	Grundschule Siemerode
09/1999 – 07/2007	Katholisches Gymnasium St. Elisabeth Heilbad Heiligenstadt
07/2007	Schulabschluss: Allgemeine Hochschulreife

Berufliche Bildung

09/2007 – 08/2010	Berufsausbildung zur Gesundheits- und Krankenpflegerin Staatlich anerkannte Schule für Gesundheits- und Krankenpflege am Eichsfeld-Klinikum
08/2010	Berufsabschluss: Gesundheits- und Krankenpflegerin

Hochschulausbildung

10/2010 – 09/2012	Vorklinisches Studium an der Martin-Luther Universität Halle – Wittenberg
09/2012	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
10/2012 – 09/2015	Klinisches Studium an der Martin-Luther Universität Halle – Wittenberg
10/2015	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
11/2015 – 10/2016	Praktisches Jahr
11/2016.	Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

9.5 DANKSAGUNG

An dieser Stelle möchte ich mich bei all jenen bedanken, welche mich über den langen Zeitraum der Erstellung dieser Arbeit unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. Ch. Anders für die kurzfristige und unbürokratische Übernahme der Betreuung, für die schnelle Korrektur der einzelnen Bausteine, für die freundliche Unterstützung beim Umgang mit Word und Excel, für die Hilfe bei der Zusammenstellung der Ergebnisse und die geduldige Beantwortung der vielen Fragen.

Ich möchte mich bei allen Patienten bedanken, welche an den Messungen teilgenommen haben und dafür einen zum Teil sehr langen Anfahrtsweg in Kauf genommen haben. Weiter gilt der Leitung und dem Personal des Berufsgenossenschaftlichen Krankenhauses „Bergmannstrost“ in Halle (Saale) für die unkomplizierte Ermöglichung der Untersuchungen und der großzügigen materiellen Unterstützung mein aufrichtiger Dank.

In aller Form möchte ich mich bei Dr. Lars Homagk bedanken. Er fungierte als Ideengeber und war mein Betreuer des praktischen Teiles dieser Arbeit. Immer fand er aufmunternde Worte und das vor allem in den Zeiten, in denen es nicht so richtig voran ging.

Vielen herzlichen Dank auch an Philipp Schenk. Seine Unterweisung in die nicht unkomplizierte Messmethode und sein profundes Wissen, stellten für mich über den gesamten Erarbeitungszeitraum eine unverzichtbare Unterstützung dar.

Auch bei meinem Kommilitonen Oliver Dumpies möchte ich mich für die stets gute Zusammenarbeit während der Datenerhebungsphase bedanken.

Mein Dank gilt auch meinem lieben Freund Jan Koroll für sein uneigennütziges Verständnis, obwohl er selbst bei der Vorbereitung und Durchführung eines Helfereinsatzes im Ebolagebiet in Liberia viel Zuspruch benötigte.

Nun möchte ich mich auch bei meinen Eltern bedanken. Immer wieder hörten sie sich geduldig meine Sorgen und Nöte an und fanden auch beim 1000sten Mal Worte der Aufmunterung. Nur gut das sie unverbesserliche Optimisten sind.

9.7 EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: PD Dr. Ch. Anders,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 01.Dezember 2016

Christin Tennstedt